

**VŠB – Technická univerzita Ostrava**

**Fakulta elektrotechniky a informatiky**

**Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství**

**Vývoj a rozšíření nástrojů pro úpravu  
medicínských snímků v prostředí MATLAB za  
účelem následného vyhodnocení zájmových  
objektů**

The Development and Expansion of medical Tools for Editing  
Images in MATLAB for Subsequent Evaluation of Objects of  
Interest

VŠB - Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

## Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Dagmar Dospivová**

Studijní program: N2649 Elektrotechnika

Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství

Téma: **Vývoj a rozšíření nástrojů pro úpravu medicínských snímků v prostředí MATLAB za účelem následného vyhodnocení zájmových objektů**  
**The Development and Expansion of Medical Tools for Editing Images in MATLAB for Subsequent Evaluation of Objects of Interest**

Zásady pro vypracování:

1. Obecné principy mamografie.  
Stručně - cílem je uvedení do oblasti mamografie.
2. Specifická problematika mamografie.  
Stručně - formulovat s ohledem na potřebu zavedení pojmů pro následující řešení.
3. Princip ("algoritmus") hodnocení mamografického snímku lékařem.  
Popis postupu lékaře při hodnocení snímku, jaké jevy, oblasti na snímku hledá a jak je eventuálně hodnotí - kvalitativně, kvantitativně.
4. Zpracování obrazu v Matlabu a následně v systému FOTOM.  
S ohledem na postup lékaře, tj. "co hledá lékař v obraze", posoudit možnosti použití obou systémů pro napodobení tohoto algoritmu experimentováním s vybranými snímky.
5. Automatizované zpracování vybraných snímků zvoleným systémem a zhodnocení výsledků.  
Pokud se ukáží výsledky dosažené v bodu 4 jako nadějně, provést zhodnocení vybrané sady snímků automatizovaně, porovnat s hodnocením provedeným standardně lékařem.
6. Statistické zhodnocení výsledků léčby pro vybranou skupinu pacientů mamografického oddělení Městské nemocnice Ostrava.  
Provést statistické zhodnocení výsledků léčby metodami matematické statistiky na souboru dat pacientů mamografické kliniky, provést diskusi výsledků s ohledem na použité metody statistického zpracování.
7. Celkové zhodnocení výsledků dosažených v diplomové práci.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] ABRAHÁMOVÁ, Jitka, Ctibor POVÝŠIL a Jaromír HORÁK. *Atlas nádorů prsů*. 1. vyd. Praha: Grada, 2000. 326 s., barev. obr. ISBN 80-7169-771-0.
- [2] KONOPÁSEK, Bohuslav a Luboš PETRUŽELKA. *Karcinom prsu*. . vyd. Praha: Galén, c1997. 125 s. ISBN 80-85824-66-3.
- [3] DANEŠ, Jan. *Základy mamografie*. 1. vyd. Praha: X-Egem, 2002, 199 s., obr. ISBN 80-7199-062-0.
- [4] LITSCHMANNOVÁ, Martina. *Úvod do statistiky*. Ostrava: VŠB-TU Ostrava, 2011. Dostupné také z: <http://mi21.vsb.cz/modul/uvod-do-statistiky>.
- [5] LIČEV, Lačezar. *Analýza, modelování, rozpoznávání a vizualizace procesu měření objektů na snímcích*. 1.vyd. Brno: Computer Press, a.s., 2010. ISBN 978-80-2513-296-8, EAN 9788025132968. Knihy vydané prostřednictvím [www.vydejteknihu.cz](http://www.vydejteknihu.cz).

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **doc. Ing. Lačezar Ličev, CSc.**

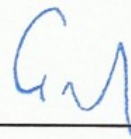
Datum zadání: 01.09.2013

Datum odevzdání: 07.05.2014



---

doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.  
*vedoucí katedry*



---

prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.  
*děkan fakulty*

## **Prohlášení**

*„Prohlašuji, že předložená diplomová práce je mým původním autorským dílem, které jsem vypracovala samostatně pod vedením doc. Ing. Lačezara Ličeva, CSc. Veškerou literaturu a další zdroje, z nichž jsem při zpracování čerpala, v práci řádně cituji a uvádím v seznamu použité literatury.“*



.....  
*Bc. Dagmar Dospivová*

*V Ostravě dne 7. 5. 2014*

## **Poděkování**

Touto cestou bych ráda poděkovala svému vedoucímu diplomové práce, kterým je pan doc. Ing. Lačezar Ličev, CSc. za jeho trpělivost, spolupráci, odborné zázemí při tvorbě této práce a čas věnovaný našim konzultacím.

Zároveň bych touto cestou ráda poděkovala zdravotnickému personálu Městské nemocnice Ostrava – Fifejdy resp. oddělení radiologie a zobrazovacích metod a to především paní primářce doc. MUDr. Janě Chmelové, Ph.D., bez kterých by nebyla možná technická realizace této diplomové práce. Děkuji za odborné zázemí, rady a spolupráci.

V neposlední řadě bych ráda poděkovala paní Ing. Martině Litschmannové, Ph.D. za cenné rady a konzultace týkající se statistického zpracování medicínských dat.

## **Abstrakt**

Tato diplomová práce se zabývá hodnocením mamografických rentgenových snímků prsní žlázy a vytvořením algoritmu pro zpracování takto získaných mamografických snímků. Mamodiagnostika prováděna radiologickými metodami je v dnešní době jediným účinným nástrojem onkologické prevence v případě prsní žlázy a zasloužila se rovněž o snižování úmrtnosti na zhoubné onemocnění prsu. Program ke zpracování mamografických snímků byl vytvořen prostřednictvím programu MATLAB potažmo grafického uživatelského rozhraní GUI, jehož cílem je upravit snímek do viditelnosti a lokalizace nádorového ložiska. K úpravě snímků bylo použito nespočet funkcí sloužících ke zpracování a úpravě obrazu, těmi nejzazšími jsou jasové transformace, filtrace obrazu, prahování a detekce hran. Takto upravené snímky byly prostřednictvím systému FOTOM podrobeny měřicím technikám, lokalizaci a vyhodnocení zájmových objektů. Na závěr je provedeno statistické zhodnocení výsledků léčby pro vybranou skupinu pacientů v Moravskoslezském kraji.

### **Klíčová slova:**

Radiodiagnostika, mamografie, rakovina prsu, zpracování obrazu, jasové transformace, filtrace obrazu, prahování obrazu a detekce hran, MATLAB, systém FOTOM

## **Abstract**

This thesis deals with the evaluation of mammographic X-ray images of the mammary gland and creating processing algorithm thus obtained mammographic images. Nowadays breast radiology is the most effective tool for cancer prevention in the case of the mammary gland and also helped to reduce mortality of malignant breast cancer. Program for processing of mammographic images was created through the MATLAB graphical user interface GUI tools and aims to modify the picture to the visibility and localization of tumor deposits. To modify the images were created countless functions used for processing and image editing and the most important are the intensity transformations, image filtering, thresholding and edge detection. These modified images were submitted through the tools of system FOTOM, like measuring techniques, localization and evaluation of objects of interest. In conclusion there is a statistical evaluation of the treatment results for a selected group of patients in the Moravian-Silesian region.

### **Key words:**

Radiology, mammography, breast cancer, image processing, brightness transformation, image filtering, thresholding the image and edge detection, MATLAB, the system FOTOM

## Seznam použitých symbolů a zkratek

Al	chemická značka hliníku ( <i>aluminium</i> )
CC	kraniokaudální projekce
CCD	elektronická součástka používaná pro snímání obrazové informace
cd. m <sup>-2</sup>	jednotka měrné velikosti svítivosti tedy jasů
Cu	chemická značka mědi ( <i>cuprum</i> )
DP	filtr typu dolní propust
E <sub>k</sub>	kinetická energie
FFT	rychlá fourierova transformace ( <i>Fast Fourier transform</i> )
FFT <sup>-1</sup>	inverzní rychlá fourierova transformace
FOTOM	fotogrammetrický systém
GUI	grafické uživatelské rozhraní v prostředí programu Matlab
HP	filtr typu horní propust
I <sub>A</sub>	anodový proud
keV	jednotka kilo elektron volt
LoG	Laplacian of Gaussian filtr
lp/mm	jednotka udávající počet liniových párů čar na mm
Mo	chemická značka molybdenu ( <i>molybdeum</i> )
MLO	mediolaterální šikmá projekce
PP	filtr typu pásmová propust
PZ	filtr typu pásmová zádrž
Rh	chemická značka rhenium ( <i>rhenium</i> )
RTG	rentgenové záření případně rentgen jakožto přístroj
U <sub>A</sub>	anodové napětí
X – záření	rentgenové záření

## Seznam použitých cizích slov

Absorpce	pohlčení případně vstřebávání
Bucky clona	sekundární clona sloužící jakožto filtrace sekundárního (rozptýleného) záření
Denzita	hustota, označující množství (hmotnost, počet) jakékoliv látky či veličiny vztažené na jednotku plochy či objemu
Digitální stereotaxe	zařízení pro biopsii a zavedení lokalizátoru do nehmavné léze pod mamografickou kontrolou
Extirpace	odstranění patologické léze resp. nádoru z dané tkáně
Extruze	vytlačování, vybíhání
Flat – panel	elektronický zobrazovací detektor X – záření
Fluktuace	nepravidelný a nesoustavný pohyb „sem a tam“. Využívá se zejména pro nepravidelné změny některé veličiny
Gradient	obecně udává směr růstu
Inferiorní	dole ležící, spodní
Inferolaterální	týkající se spodní a zároveň zevní strany stěny
Kaudální	rovina směřující k dolní části těla
Konvoluce	splet', současné působení. Matematická operace či operátor spojující resp. zpracovávající dvě funkce
Kraniální	rovina směřující k horní části těla
Laterální	postranní resp. boční strana
Masektomie	chirurgický zákrok odstranění celé prsní resp. mléčné žlázy
Mediální	střední, tj. ve středu těla či uprostřed orgánu
Negatoskop	zařízení k hodnocení analogových rentgenových snímků
Parenchym	vlastní funkční tkáň orgánů
Recidiva	opakující se situace, např. návrat nemoci
Scintilátor	látka, ve které vznikají scintilace (např. Cs - jodid, ZnS, Ag)
Skiagrafie	zobrazovací metoda využívající prosté rtg snímkování, výsledný obraz je zachycován na citlivý materiál (rentgenový film či detektorový systém)
Superiorní	horní část
Tangenciální	tečný
Tumor	nádor jinak řečeno karcinom (patologické ložisko)



## Obsah

<b>1</b>	<b>Úvod.....</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Obecné principy mamografie.....</b>	<b>3</b>
2.1	<i>Rentgenové záření (RTG záření).....</i>	3
2.1.1	Vznik a vlastnosti RTG záření (obecně) .....	4
2.1.2	Vznik a kvalita RTG obrazu .....	4
2.2	<i>Mamografická technika.....</i>	5
2.2.1	Mamografické zařízení.....	6
2.2.2	Obecné principy .....	7
<b>3</b>	<b>Specifická problematika mamografie.....</b>	<b>12</b>
3.1	<i>Anatomie prsní žlázy .....</i>	12
3.1.1	Stavba prsu.....	12
3.1.2	Mléčná žláza.....	13
3.1.3	Cévní a lymfatické zásobení .....	14
3.2	<i>Provedení a projekce.....</i>	15
3.2.1	Projekce mediolaterální šikmá ( <i>Mediolateral oblique projection</i> MLO).....	15
3.2.2	Projekce kraniokaudální ( <i>craniocaudal projection</i> CC) .....	16
3.2.3	Doplňující (přídavné) mamografické projekce .....	17
3.3	<i>Vznik mamografického obrazu resp. snímku.....</i>	18
3.4	<i>Technická kvalita snímku .....</i>	19
<b>4</b>	<b>Princip hodnocení mamografického (rtg) snímku lékařem .....</b>	<b>21</b>
4.1	<i>Proces hodnocení mamografických (rtg) snímků.....</i>	21
4.1.1	Hodnocení mamografických snímků pořízených v MLO projekci.....	21
4.1.2	Hodnocení mamografických snímků pořízených v CC projekci .....	22
4.1.3	Kritéria hodnocení mamografických obrazů.....	23
4.1.4	Hodnocení analogových mamografických snímků – Negatoskopy .....	25
4.1.5	Hodnocení digitálních mamografických snímků .....	26
<b>5</b>	<b>Základní obrazové funkce realizovaného softwaru .....</b>	<b>27</b>
5.1	<i>Jasové transformace (transformace hodnot jasu).....</i>	27
5.2	<i>Segmentace a Prahování.....</i>	30
5.2.1	Segmentace .....	30
5.2.2	Prahování .....	30

5.3	<i>Filtrace, Detekce hran</i> .....	31
5.3.1	Lineární filtrace ve frekvenční oblasti .....	31
5.3.2	Lineární filtrace v prostorové oblasti .....	34
5.3.3	Lokální vyhlazování obrazu .....	34
5.3.4	Detekce hran.....	36
5.4	<i>Fotogrammetrický systém FOTOM</i> .....	41
<b>6</b>	<b>Realizace softwaru pro zpracování mamografických snímků</b> .....	<b>42</b>
6.1	<i>Technické parametry mamografického přístroje</i> .....	42
6.2	<i>Zpracování mamografických snímků v programu MATLAB</i> .....	42
6.2.1	Panel nástrojů.....	45
6.2.2	Panel původní snímek .....	45
6.2.3	Panel upravený snímek .....	45
6.2.4	Panel Úprava mamografického snímku .....	46
6.2.5	Panel Parametry úprav .....	49
6.2.6	Panel Úprava snímku .....	49
6.2.7	Ukázka upravených snímku (systém Matlab) .....	50
6.3	<i>Zpracování mamografických snímků v systému FOTOM</i> .....	52
6.3.1	Měření vzdáleností a plošného obsahu zájmových objektů .....	52
<b>7</b>	<b>Statistické zhodnocení výsledků léčby</b> .....	<b>56</b>
7.1	<i>Vybrané metody statistického zpracování</i> .....	56
7.2	<i>Explorační analýza</i> .....	56
7.2.1	Analýza incidence a mortality (kvantitativní proměnná) .....	56
7.2.2	Analýza zastoupení jednotlivých stádií onemocnění (kvantitativní proměnná)..	60
7.2.3	Analýza druhu a způsobu léčby (kvantitativní proměnná).....	64
7.3	<i>Analýza závislosti</i> .....	66
7.3.1	Testování normality .....	66
7.3.2	Kruskal – Wallisův test (testování shody mediánů) .....	67
<b>8</b>	<b>Celkové zhodnocení výsledků</b> .....	<b>69</b>
<b>9</b>	<b>Závěr</b> .....	<b>71</b>
<b>10</b>	<b>Použitá literatura</b> .....	<b>72</b>
<b>11</b>	<b>Přílohy</b> .....	<b>74</b>

# 1 Úvod

Rakovina prsu je v případě žen nejčastějším zhoubným onemocněním vůbec a jeho incidence se v rozvinutých zemích každým rokem zvyšuje v průměru o 1 – 2 %. Z toho důvodu je velmi důležité zachytit časná stádia tohoto onemocnění, aby mohla včas proběhnout případná léčba, k čemuž slouží mimo jiné i mamografický screening resp. pravidelné a preventivní kontroly rizikových skupin žen ve věku nad 40 let.

Jediným účinným nástrojem onkologické prevence a správným nasměrováním snah o snižování úmrtnosti na zhoubné onemocnění prsu je mamodiagnostika prováděna radiologickými metodami, mezi které lze zařadit metodu mamografickou resp. mamografické vyšetření. Diagnostika prsní žlázy a případných patologických změn se v posledních několika letech právem stala novou subspecializací v oboru radiologie. I přesto, že bývá oproti ostatním radiologickým metodám a specializacím někdy podceňována, doposud není známa perspektivnější a kvalitnější metoda.

Včasný záchyt onemocnění a jeho diagnostika je umožněna prostřednictvím zobrazovacích metod, které jsou nedílnou součástí lékařské diagnostiky, bez kterých se lékaři v dnešní době již neobejdou. Díky rychle se rozvíjejícím moderním technologiím nejen v oblasti medicíny, ale i v oblasti techniky, dochází k modernizacím a zdokonalování daných zobrazovacích metod s cílem nalézt nové způsoby zpracování a hodnocení takto vzniklých snímků. I přes takový vývoj, modernizaci a pokročilejší počítačovou techniku však nesmíme zapomínat na již základní a dříve vzniklé zobrazovací metody, mezi které patří např. klasický rentgen, a věnovat se jejich modernizaci a zdokonalování nejen v oblasti způsobu hodnocení a popisu kvality snímku, ale také z hlediska konstrukce samotného přístroje a jeho dalšímu využití.

Jednou z takto modernizovaných metod vycházející z klasického rentgenu je právě mamografie. Provádí se na speciálním rentgenovém přístroji zvaném mamograf, který se podobá klasickému rentgenovému přístroji s několika odlišnostmi, týkajícími se zejména technických prvků.

Tato diplomová práce se týká vývoje a rozšíření nástrojů pro úpravu mamografických potažmo rentgenových snímků v prostředí MATLAB za účelem následného vyhodnocení zájmových objektů resp. nádorových ložisek popřípadě mikrokalcifikací apod. Primárně je ovšem program vytvořen a zaměřen na lokalizaci a zobrazení nádorových ložisek. Diplomová práce byla vytvořena ve spolupráci s odborným pracovištěm resp. oddělením radiologie a zobrazovacích metod v Městské nemocnici Ostrava – Fifejdy.

Cílem této práce je vytvoření softwaru, který by byl nejen moderní a efektivní, ale hlavně uživatelsky přijatelný a přívětivý ke zpracování, úpravě, lokalizaci a následnému hodnocení resp. diagnostice zájmových oblastí na mamografických snímcích. Dále pak zpracování takto upravených mamografických snímků ve fotogrammetrickém systému FOTOM, měření plošných obsahů a těžišť resp. umístění zájmových oblastí na mamografickém snímku.

Z toho důvodu je diplomová práce členěna do několika kapitol, které se zabývají odbornou tematikou, potřebnou k pochopení dané problematiky a následně algoritmem a popisem samotného programu.

Druhá a třetí kapitola práce je zaměřená na obecnou a specifickou problematiku mamografie, zabývající se obecným popisem a principem rentgenového záření, jeho vznikem a kvalitou rentgenového snímku, popisem jednotlivých částí mamografického přístroje, anatomickým popisem prsní žlázy, jednotlivými projekcemi a principem vzniku mamografického obrazu potažmo snímku. Principem hodnocení mamografického snímku diagnostikem tedy lékařem, jeho zaměření na jevy a zájmové oblasti na snímku se zabývá kapitola čtvrtá. Z které jsme vycházeli při realizaci daného programu a použití vybraných funkcí ke zpracování obrazu.

Kapitola pět je zaměřena na základní obrazové funkce používané při realizaci softwaru, jejich popis, základní principy a parametry, vycházející z předchozího popisu snímku lékařem. Z nichž nejvyužívanějšími prvky sloužícími ke zpracování obrazu jsou jasové transformace, filtrace, prahování, detekce a zvýraznění hran.

Samotnou realizaci softwaru se zabývá kapitola šest, která obsahuje popis jednotlivých panelů, dialogových oken, funkčních a ovládacích prvků. Dále obsahuje ukázkou upravených snímků a lokalizace zájmových oblastí spolu s uvedením použitých parametrů jednotlivých prvků upravujících obraz. V poslední části této kapitoly je využití systému FOTOM, měření vzdáleností, plošných obsahů a intenzit zájmových oblastí na upraveném mamografickém snímku spolu s příslušnými obrázky a 3D modely.

Sedmá kapitola se zabývá statistickým zhodnocením výsledků léčby onemocnění v Moravskoslezském kraji v letech od roku 1998 do roku 2010.

Poslední tedy osmá kapitola se zabývá celkovým hodnocením dosažených výsledků, zaměřující se především na předešlé dvě kapitoly.

Součástí této diplomové práce je také přiložené CD s přílohami, obsahující uživatelskou příručku, programátorskou příručku a realizovaný software ve dvou verzích vzhledem k paměti a rychlosti PC, z nichž jedna verze obsahuje program s automatickým vykreslováním zvolených obrazových úprav (verze náročnější na rychlost a paměť PC).

## 2 Obecné principy mamografie

Mamografie je dnes již klasickou neinvazivní radiodiagnostickou metodou vyšetření prsu, zatím nezastupitelnou v mamologické praxi, která představuje v současné době nejúčelnější postup, pomáhající k úspěšné diagnóze i u minimálních patologických lézí prsu.

Provádí se na speciálně upraveném rentgenovém zařízení zvaném mamografický přístroj resp. mamograf, který je zjednodušeně vybaven deskami, mezi které se prs vloží a stlačí, přičemž stlačení probíhá pozvolně určitou silou a nemělo by být bolestivé.

Vyšetření mamografem se podobá vyšetření rentgenem s několika odlišnostmi. Od normálního rentgenového přístroje pro skiografii se mamograf liší v řadě technických prvků. Z nichž první podstatnou odlišností je správné „napolohování“ prsu tak, aby mohla být použita dávka záření co nejmenší a snímky co nejčitelnější. Druhá odlišnost oproti běžnému rentgenu je používané spektrum záření k vyšetření. Mamograf využívá schopnosti tzv. „měkkého“ nízkoenergetického rentgenového záření (25-30 keV), které má nižší energii a delší vlnovou délku než paprsky používané pro zobrazení kostí. Tato nižší energie záření zajistí dostatečný kontrast, je tedy možné zobrazit co nejdokonaleji tkáň prsu či patologické procesy s nízkým vnitřním kontrastem (např. kůži, podkožní tuk, žlázu apod.). Tato podstatná odlišnost umožňuje zobrazit vyšetřované struktury s vysokým kontrastem a struktury lišící se jen málo svými hustotami a atomovými čísly prvků v nich obsažených. Rozdíly v součinitelích zeslabení jsou v prsu velmi malé, s výjimkou kalcifikací.

### 2.1 Rentgenové záření (RTG záření)

Rentgenová diagnostika resp. radiodiagnostika je nejstarší, nejrozšířenější a nejdůležitější aplikací ionizujícího záření, při kterém proud fotonů dosahuje určité energie řádově desítek až stovek keV. Rentgenové záření (X - záření) je elektromagnetické vlnění, jehož vlnová délka se pohybuje v rozmezí  $10^{-12}$  až  $10^{-8}$  m a podle vlnové délky se rozlišuje:

**a) Měkké rentgenové záření** – vlnová délka je větší než 0,1 nm. Toto záření se vyznačuje malou pronikavostí, je získáváno v rentgenkách s menším urychlovacím anodovým napětím  $U_A$  a využívá se především v oblasti medicíny jako např. stomatologii či mamografii. Výhodou tohoto záření je nízká pronikavost v materiálech, jeho přesné dávkování a jemné rozlišení detailů v diagnostikovaném materiálu tedy tkáni. Měkké X - záření delších vlnových délek a nízké energie fotonů nemá na začátku spojitého spektra pro diagnostiku žádný význam, absorbuje se většinou již v kůži a mělkých vrstvách tkáně, což způsobuje nežádoucí radiační zátěž pacienta. Proto se používá *filtrace*, do cesty vysílaného záření se vkládá hliníková (Al) nebo měděná (Cu) destička tloušťky cca 1,5 – 4 mm, která měkkou složku X-záření do značné míry pohltí, zatímco tvrdší složku propouští. Zvláště v případě mamografie se používá molybdenový nebo rhodiový filtr, který odřezává fotony vyšších energií než cca 20 – 23 keV, pro dosažení lepšího kontrastu. Jedná se o tzv. pásmový filtr, vybírající určitý úsek energie ze spojitého spektra X – záření.

**b) Tvrdé rentgenové záření** – vlnová délka a tedy i vlastnost záření se blíží záření gama  $\gamma$ . Toto záření se vyznačuje velkou pronikavostí, je získáváno v rentgenkách s vysokým

urychlovacím anodovým napětím  $U_A$ . Jeho využití je v rentgenových zařízeních pro diagnostiku, např. rtg plic, končetin apod.

### 2.1.1 Vznik a vlastnosti RTG záření (obecně)

Rentgenové záření vzniká při přeměně energie rychle se pohybujících elektronů, které dopadají na povrch kovové elektrody, na energii elektromagnetického záření. Podle způsobu vzniku rentgenového záření se rozlišují dva druhy záření a to **záření brzdné a charakteristické**.

Zdrojem rentgenového záření je vakuová rentgenka (rentgenová elektronka), což představuje skleněná trubice obsahující wolframovou anodu a žhavenou katodu. Na elektrody je přiváděno vysoké napětí dosahující řádově až 10 – 100 kV. Vlivem takto vysokého napětí dochází k termoemisi elektronů, kterou umožňuje vysoká teplota katody, což způsobí urychlování elektronů při dopadu na anodu. Elektrony dopadající na anodu prudce ztrácejí svou kinetickou energii  $E_K$ , kdy se část této energie přemění na elektromagnetické záření zvané X - záření (0,1 %) a většina energie se mění v teplo (99,9 %).

**Brzdné záření** vzniká jako důsledek zpomalování pohybu elektronů, které dopadají velkou rychlostí na povrch kovu. Změna rychlosti elektronů, brzdění jejich pohybu vzájemným působením s atomy kovu má za následek vyzařování elektromagnetických vln, jejichž frekvence se spojitě mění. Toto záření se oproti charakteristickému záření vyznačuje spojitým spektrem.

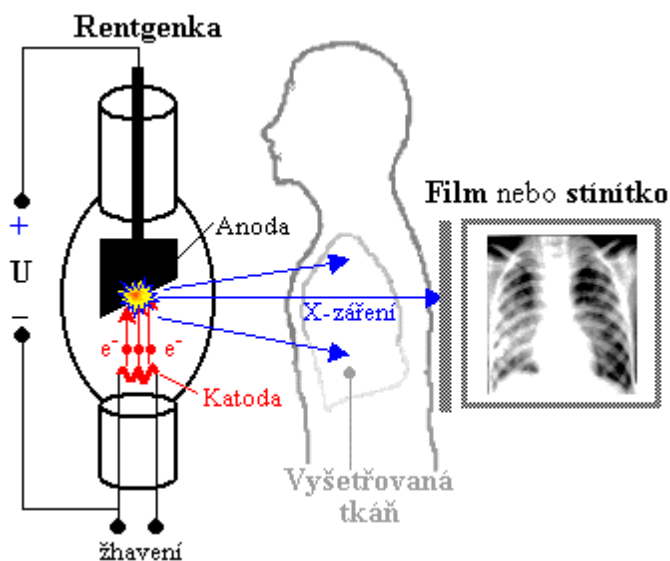
**Charakteristické záření** souvisí se změnami energie atomů kovů, které ji získaly působením dopadajících elektronů. Dopadající elektrony na anodu mohou vyrazit některý elektron z vnitřních vrstev, čímž vznikne neobsazené místo, které je zaplněno jiným elektronem z vnějších vrstev. Při takovýchto přeskokách se uvolňuje vždy značné množství energie ve formě fotonů rentgenového záření. Energie těchto fotonů je rovna energetickému rozdílu mezi elektronovými hladinami. Charakteristické záření se vyznačuje především čárovým spektrem, jehož energie je dána hlavně materiálem anody.

Intenzita rentgenového záření je ovlivněna počtem elektronů dopadajících na anodu a lze ji měnit nastavením elektrického proudu, protékajícího rentgenkou.

[15] [16]

### 2.1.2 Vznik a kvalita RTG obrazu

Principem rentgenové zobrazovací metody je využití rozdílu absorpce a rozptylu rentgenového záření v jednotlivých tkáních lidského těla. Pronikavé elektromagnetické rentgenové záření o energii fotonů řádově cca 20 – 140 keV vzniká v rentgence a poté přechází přes vyšetřovanou tkáň organismu, kdy se část záření absorbuje v závislosti na tloušťce a hustotě vyšetřované tkáně a zbylá část poté projde tkání. Takto neabsorbovaná část je pomocí elektronických detektorů a počítačů zobrazena, a to tak, že různým absorpcím rentgenového záření v různých tkáních jsou na obraze dány různé intenzity ve stupních šedi. Základní principiální schéma rentgenového zobrazení je zobrazeno na obrázku níže (*Obr. 2.1*).



**Obr. 2.1** Základní principiální schéma rentgenového zobrazení (převzato z [16]).

Kvalitu rentgenového zobrazení a rozpoznání jemných struktur a anomálií ovlivňují tři základní parametry. Prvním parametrem se rozumí **ostrost a rozlišovací schopnost zobrazení**. K docílení co nejlepší ostrosti obrazu je nutné volit malý rozměr dopadového ohniska, z něhož je X - záření emitováno. Během expozice dochází k pohybové neostrosti neboli rozmazání obrazu v závislosti na pohybech pacienta. Dané zhoršení ostrosti a rozlišovací schopnosti je řešeno zkrácením expoziční doby a zvýšením X – záření.

Druhým parametrem se rozumí **kontrast zobrazení**, který vyjadřuje gradient zobrazení rozdílů v absorpci rentgenového záření pomocí stupně šedi. Kontrast je dán poměrem absorpčních koeficientů pro různé tkáně. Je třeba si uvědomit, že jednotlivé okrsky resp. části tkáně se vyznačují rozdílnou hustotou (denzitou). Kontrast také ovlivňuje energie X – záření, kdy je pro tenčí vrstvy měkké tkáně vhodné použít měkké záření (cca 20 keV) zatímco např. u skeletu je potřeba použít tvrdší záření (cca 80 – 100 keV).

Třetím parametrem určujícím kvalitu rentgenového obrazu je počet fotonů v obraze, neboli **statický šum**. Je třeba zvolit optimální počet fotonů X – záření, aby obraz nebyl podexponovaný (nedostatek fotonů záření) nebo naopak přeexponovaný (nadbytek fotonů záření).

Čtvrtým parametrem lze uvažovat eventuální přítomnost **artefaktů** v obraze, rozumí se tím převážně struktury v obraze, které nemají svůj původ v zobrazovaném resp. vyšetřovaném objektu. Jsou způsobeny např. nehomogenitami, defekty nebo nečistotami na fotografickém filmu či zesilovacích fóliích, nehomogenitami v detektorech flat – panelu a nežádoucími předměty ve svazku X – záření.

## 2.2 Mamografická technika

Rozlišujeme dva druhy mamografického vyšetření resp. mamografie a to **digitální** a **konvekční mamografii**. Tato práce je založena především na digitální mamografii o konvekční mamografii se pouze náznakem zmíním, jelikož se již v dnešní době málo využívá.

V případě **konvekční mamografie** je pro zachycení rentgenových paprsků používána scintilační zesilující fólie, na které dochází ke konverzi rentgenového záření na světlo, tedy proud fotonů. Fotocitlivá vrstva filmu (emulze s halogenidy stříbra) tyto fotony zachycuje, vzniká latentní obraz, který se po vyvolání stane trvalým. K největšímu pohlcení rentgenového záření dochází ve vstupní části scintilátoru. Konvekční technika má řadu výhod. Vyšetření a zařízení je levnější, dostupné, kombinace film – fólie umožňuje dosáhnout vysokého prostorového rozlišení a snímky je možné kdekoliv přenést a zhodnotit. Zároveň však existují také podstatné nevýhody, např. zpracování filmu trvá určitou dobu, vyžaduje použití různých chemikálií apod.

**Digitální mamografie** je založena na stejném fyzikálním principu jako konvekční mamografie. Diferencovaná absorpce rentgenového záření v prsu vede ke vzniku obrazu, nikoliv však analogového obrazu na rentgenovém filmu, ale digitálnímu obrazu na speciálním detektoru. Podle použité technologie se digitální mamografy dělí v zásadě na dvě základní skupiny a to mamografy 1. a 2. generace (viz 2.2.2 *Obecné principy*). Digitální mamografie uchovává obrazy ve formě digitálních dat potažmo signálů, umožňuje elektronický přenos obrazů a jejich ukládání na různá paměťová média. Systém má vysoké expoziční rozpětí, zlepšenou zobrazitelnost všech oblastí prsu, je možné odlišit i jemné rozdíly kontrastů. Obrazy je možné hodnotit přímo na obrazovce, bez použití filmů.

[16]

### 2.2.1 Mamografické zařízení

Mamografické zařízení, tedy mamograf, se skládá z několika částí. Od běžného rentgenového přístroje se liší v mnoha směrech. Mezi hlavní odlišnosti patří zejména zdroj záření, jelikož rentgenka v mamografu je vybavena anodou vyrobenou nejčastěji z molybdenu. Vzniká tak vhodnější spektrum charakteristického záření s větším zastoupením fotonů s nízkou energií.

Mamograf využívá malá ohniska, jež umožňují zachytit velice malé objekty, jako jsou např. mikrokalcifikace. Za nejlepší a nejvhodnější způsob filtrace záření se považuje beryliové výstupní okénko se slabou vrstvou molybdenu, která propustí fotony s nízkou energií a naopak absorbuje fotony s energií nad 20 keV, což znamená, že absorbuje měkké záření sklem rentgenky.

Další odlišností od klasického rentgenu je způsob komprese vyšetřované oblasti. Dostatečná a správná komprese je podmínkou provedení mamografického vyšetření vysoké kvality s možností detekce i diskrétních patologických změn. Jak už je zmíněno, komprese nesmí vyvolat bolest či snad poškodit vyšetřovaný prs. Hlavním cílem komprese je rovnoměrně redukovat tloušťku prsu pro co nejsnadnější průchod rentgenových paprsků a to od podkožní oblasti až k hrudní stěně. Je důležitá k docílení vzniku menšího množství sekundárního záření.

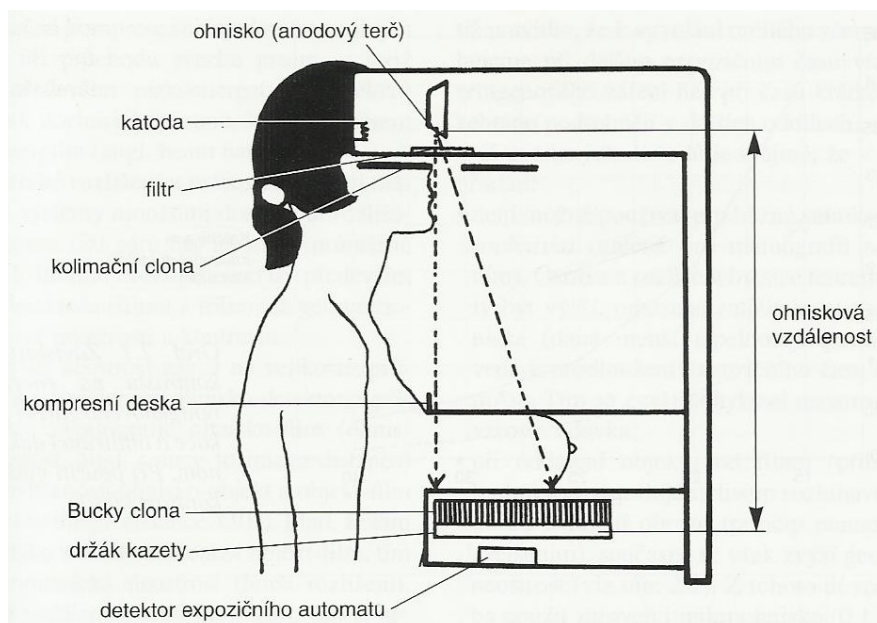
Jednotlivé části mamografu jsou rentgenka, její kryt a přídavný filtr svazku rentgenového záření, kolimační clona, generátor, U resp. C rameno, kompresní zařízení, sekundární Bucky clona, podstavec pro zvětšení, držák kazety a expoziční automat. Všechny tyto části zařízení ovlivňují spolu s vyšetřovaným objektem (prsem) a receptorem obrazu výsledný obraz a dávku v mléčné žláze.



Parametry mamografického vyšetření vycházejí vždy z kompromisu mezi kontrastem obrazu, rozlišením, radiační dávkou a šumem obrazu.

O jednotlivých částech mamografického přístroje a zobrazovacího řetězce pojednává kapitola 2.2.2 *Obecné principy* níže. Základní součásti mamografického přístroje jsou zobrazeny na obrázku (Obr. 2.2), přičemž daná ohnisková vzdálenost představuje vzdálenost mezi ohniskem anody a detektorem (filmem).

[3]



**Obr. 2.2** Základní součásti mamografického přístroje (převzato z [3]).

### 2.2.2 Obecné principy

V rentgence vznikající fotony rentgenového záření procházejí vyšetřovaným prsem a jsou podle složení dané tkáně diferencovaně zkresleny. Rozdílná absorpce prošlého záření v různých místech prsu je základem pro vznik mamografického obrazu. Prošlé fotony dopadají na zesilující fólii a rozdílná energie ve fólii absorbovaného záření vede k diferencovanému vyzáření světla. Výsledkem je diferencovaná změna denzity na mamogramu.

Fotony nízké energie X - záření interagují s atomy tkáně především fotoefektem, což poskytuje vyšší kontrast absorpce mezi tkáněmi i s malými rozdíly denzity.

Snímkování se provádí v případě analogové mamografie kazetou s rtg filmem opatřeným zesilovačem obrazu, nebo nověji pomocí elektronického snímání obrazu, ke kterému slouží polovodičový plochý flat panel s přímou digitalizací obrazu.

#### **Základní součásti mamografického přístroje (technické vybavení MP):**

##### **Rentgenka**

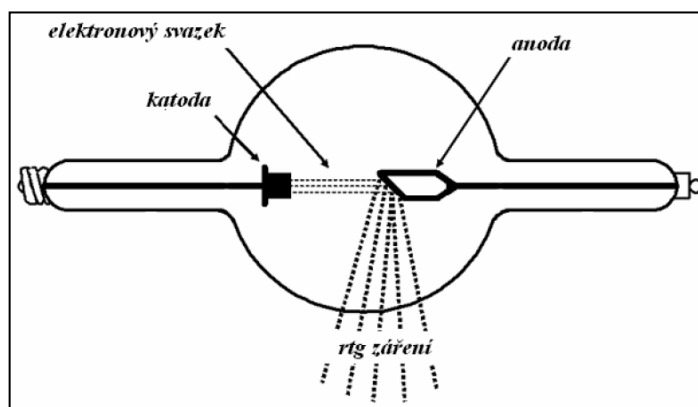
Mamografické rentgenky jsou orientovány tak, že anodová část směřuje dopředu k U - ramenu a katodová část směřuje k hrudní stěně, kde je objem prsu největší. Anoda a katoda jsou orientovány tímto způsobem z důvodu efektu paty, což znamená, že primární

svazek záření nemá ve všech částech pole stejnou intenzitu. Od centrálního paprsku směrem k anodě intenzita výrazně ubývá, zatímco ke katodě vzrůstá. Schematické znázornění rentgenky a jejích jednotlivých částí je uvedeno na obrázku (Obr. 2.3) níže.

Měkká snímkovácí technika vyžaduje u mamografické rentgenky určité odlišnosti ve srovnání s rentgenkou pro běžnou skiografii, které jsme si vysvětlili výše. Jsou to beryliové výstupní okénko (odfiltruje měkkou složku záření), molybdenový terč anody a přídatná molybdenová filtrace. U moderních přístrojů je možnost také využití rhodiového filtru snižující u objemových a hutných prsů dávku záření při udržení ještě dostatečného kontrastu obrazu.

Obvyklá nominální velikost ohnisek je 0,3 mm a 0,1 mm. Větší ohnisko se používá pro standardní snímkování s Bucky clonou, zatímco menší ohnisko se využívá pro snímky se zvětšením, tedy bez Bucky clony.

Spektrum rentgenového záření závisí na použitém napětí (v současné době se používá napětí v rozsahu 25 až 30 kV), materiálu anodového terčíku a filtraci svazku.



**Obr. 2.3** Schéma rentgenky (převzato z [13]).

### Generátor

V moderních mamografických přístrojích se používají již pouze vysokofrekvenční generátor s kmitočtem nad 5 kHz, se zvlněním napětí maximálně do 4 % a s výkonem nad 3,5 kW. Vysokofrekvenční moderní generátor zvyšuje životnost rentgenky, zlepšuje kontrast, zkracuje expoziční časy, redukuje dávku a zajišťuje expoziční reprodukovatelnost.

### Kompresní zařízení

Pro dosažení co nejlepšího kontrastu zobrazení a rozlišení co nejmenších lézí je třeba provést stlačení prsu mezi dvěma kompresními deskami a tkáň takto tvarovanou do vrstvy o tloušťce cca 7 cm prozářit měkkým rentgenovým zářením (X - zářením) o energii zhruba 20 keV.

Dostatečná a správná komprese je důležitou podmínkou provedení mamografického vyšetření vysoké kvality s možností detekce i diskrétních patologických změn. Musíme ovšem dbát na to, aby komprese nepoškodila prs či vyvolávala bolest při vyšetření. Hlavním cílem komprese je rovnoměrně redukovat tloušťku prsu tak, aby byl průchod rentgenových paprsků od podkožní stěny až k hrudní stěně co nejsnadnější a nejefektivnější.

Dnešní moderní přístroje jsou vybaveny indikátorem síly komprese a tloušťky prsu. Síla komprese se je zcela individuální a obvykle se pohybuje v rozmezí 70 až 150 N, tj. působení vahou cca 70 až 150 kg, plně závisí na velikosti vyšetřovaného prsu, podílu žlázy i vnímavosti vyšetřované pacientky.

Dostatečná komprese zvyšuje kontrast mamogramů a to především zmenšením podílu tzv. sekundárního záření a umožněním průchodu záření s nízkou energií tzv. měkkého záření, dále zmenšuje sumaci struktur a zlepšuje geometrickou ostrost větším přitlačením prsu k receptoru, zmenšuje také radiační dávku a zabezpečuje uniformitu (jednotvárnost) vyšetřovaného prsu na různých místech.

Na níže zobrazeném obrázku (Obr. 2.4) je znázorněno stlačení resp. komprese vyšetřovaného prsu dvěma kompresními deskami.

[3]



**Obr. 2.4** Komprese vyšetřovaného prsu kompresní deskou (převzato z [13]).

### **Sekundární (Bucky) clona**

Sekundární rentgenové záření velmi významně ovlivňuje kontrast obrazu. Intenzita resp. množství sekundárního záření nezávisí na napětí, ale zvyšuje se s tloušťkou prsu a velikostí pole. V praxi představuje sekundární záření zhruba 30 – 150 % intenzity primárního záření. Ke snížení resp. k zachytu množství sekundárního záření slouží Bucky clona resp. mřížka.

Mamografická sekundární clona používaná v případě analogové mamografie je k dispozici pro oba formáty filmů a kazet a to ve velikostech 18 x 24 cm a 24 x 30 cm.

Klasická sekundární clona je složena z vysoce absorbujících lamel z olova, wolframu či mědi, oddělených mezivrstvou vyplněnou vláknitým materiálem či hliníkem, ten je ovšem pro mamografii nevhodný, jelikož pohlcuje podstatné množství primárního záření běžně používaných energií 16 – 20 keV.

Sekundární clony jsou fokusovány, proto je primární rentgenové záření na clonách pohlcováno jen v oblasti úzké hrany lamely a z velké části prochází mezivrstvou. V případě neuspořádaného sekundárního záření je tomu jinak, naráží na mnohem větší plochu lamel a z toho důvodu je z větší části absorbováno.

Při použití clony dochází obvykle ke zvyšování dávky, a to u kvalitních mamografických sekundárních clon maximálně 3 krát. Clony jsou tedy charakterizovány materiálem lamel a mezivrstvy a také veličinou zvanou poměr clony (*grid ratio*) definovanou jako výška lamel dělená šířkou mezivrstvy, a počet lamel (linií) na 1 cm.

V případě mamografie jsou používány zejména pohyblivé clony (Bucky clony, mřížky), jelikož clony stacionární zhoršují kvalitu obrazu z důvodu špatné viditelnosti lamel na snímku. Pohyb sekundárních clon je nejčastěji umožněn do vzdálenosti asi 20 lamel (linií) a mezilamelových prostor.

### **Expoziční automat**

Jedná se o automatické zařízení pro expozici, které je jednou z nejdůležitějších součástí mamografického přístroje. Jeho úkolem je zajistit správnou expozici receptoru obrazu (fólie či filmu) a umožňuje zachovávat stálou předem určenou denzitu filmu při expozicích prsů různé tloušťky, při měnících se kV, při různých vyšetřovacích technických a při různých kombinacích film – fólie. Moderní expoziční automaty mohou automaticky upravovat resp. optimalizovat expoziční hodnoty v závislosti na složení prsu.

#### Princip fungování:

V senzoru potažmo detektoru expozičního automatu, který je uložen pod kazetou, se během expozice vytváří elektrický náboj, který je po zesílení použit pro nabíjení kondenzátoru. Náboj resp. napětí na kondenzátoru se porovnává s nastavenou referenční hodnotou, jakmile jsou tato napětí vyrovnána tedy stejná, je expozice ukončena.

Senzor má tvar písmene D a plochu minimálně 10 cm<sup>2</sup>, je posunlivý v rozsahu od hrudní stěny až k bradavce. Délka posunu může být minimálně 8 cm a existují alespoň tři polohy senzoru, přičemž polohu senzoru je vhodné měnit dle velikosti vyšetřovaného prsu.

### **Receptor obrazu**

V případě analogové mamografie může být receptorem obrazu film či fólie, obvykle je jím však speciální mamografický film uložený na kazetě, ve které jsou zesilovací fólie ze vzácných zemin, snižující několikanásobně dávku záření.

**Speciální kazety** využívající se k analogovému snímkování jsou vyrobeny z plastů, případně obsahují vstupní desku z uhlíkatých vláken. Tento materiál absorbuje jen minimální procento měkkého záření. Kazety jsou dostupné ve dvou rozměrech a to 18 x 24 cm a 24 x 30 cm.

**Mamografické zesilující fólie**, které emitují viditelné světlo s vlnovou délkou v rozsahu 382 až 622 nm s emisním maximem v zelené spektrální oblasti tedy v oblasti o vlnové délce 545 nm. Fólie obsahují prvky ze skupiny vzácných zemin, jsou potaženy vrstvou chránící před poškozením a ze zadní strany jsou vyztuženy proti zkroucení.

**Mamografické filmy** mají pro běžný provoz na jedné straně citlivou vrstvu (emulzi) a kombinují se spolu se zadní zesilující fólií. Film je nutno vždy do kazety uložit citlivou vrstvou k fólii. Obecně jsou tyto filmy méně citlivé, ale naproti tomu vykazují vyšší, lepší ostrost a rozlišení než běžné skiografické filmy. Emulzní vrstva je tvořena želatinou, ve které jsou uloženy mikrokrystaly (zrna) halogenidů stříbra (bromidů, chloridů a jodidů). Želatina

udržuje zrna rozptýlena v emulzi, zajišťuje stabilitu emulze před a po vyvolání a umožňuje rychlý průnik vývojky a ustalovače k jednotlivým zrnům.

Během zhruba třiceti let a zejména v posledních deseti letech došlo k zásadní změně v kvalitě receptoru obrazu. Původně bezfóliový film byl postupně nahrazen filmem se zadní zesilující fólií a následně pak digitálním detektorem.

Všechny výše popsané receptory byly tedy nahrazeny speciálním **digitálním detektorem**. Tento způsob detekce se využívá v případě dnes již využívané digitální mamografie a přináší značný pokrok v rozlišení, možnosti následné práce s obrazem a dále vede ke snížení použité radiační dávky. Dle speciální použité technologie se digitální mamografy dělí v zásadě na dvě skupiny označované jako detektory 1. a 2. generace.

**a) Stacionární detektory 1. generace** – pracují obdobně jako receptory využívající se v konvekční mamografii (film – fólie) na principu nepřímé konverze. Detekce se skládá ze dvou fází. Nejdříve dochází k převodu energie rentgenového záření ve scintilačním detektoru na fotony světla. V druhé fázi následuje převod těchto fotonů světla v tenké vrstvě diod na elektrický signál, který se ukládá v tranzistorech. Výsledný náboj je přímo úměrný množství dopadajícího záření na detektor. Využívá se CCD senzorů a světelné optiky pro převod světla od scintilátoru k detektoru. Limitujícím faktorem je u detektorů 1. generace zejména především rozptyl světla.

**b) Stacionární detektory 2. generace** – přinášejí do zobrazení morfologie vyšetřovaného prsu značný pokrok. S výhodou dnes využívají specifické vlastnosti amorfního selenu, který slouží jako fotovodič a pracuje na bázi fotoelektrického jevu. Detektor je umístěn do ploché desky, plochého panelu (flat panel).

Selen transformuje rentgenové paprsky přímo na elektronické impulsy, jedná se tedy o systém tzv. přímé konverze. Odpadá hlavní limitující faktor a to světlo, jako prostředník, kterým je rozptyl světla ve scintilační vrstvě a mezi ní a vlastním detektorem. Elektrický signál, díry nebo elektrony jsou vlivem zevního elektrického pole směřovány přímo na detekční plochu a to bez odklonu od původního směru. Výsledkem je velmi malý rozptyl.

[3]

### 3 Specifická problematika mamografie

Mamografie je základní diagnostickou resp. radiodiagnostickou metodou u žen nad 40 let věku, ať už s klinickými příznaky onemocnění prsu nebo u žen přicházejících na vyšetření preventivně. Zásadním způsobem pomáhá řešit diagnostiku karcinomu prsu, jehož odhalení je vždy v popředí zájmu při analýze každého mamografického snímku (obrazu). Je vhodná k vyšetření žen s příznaky onemocnění prsu tzv. symptomatických i asymptomatických žen.

Kromě diagnózy primárního tumoru umožňuje mamografie často zjištění recidivy, zejména v prsu po parciálním chirurgickém zákroku a po adjuvantní léčbě především radioterapií. Mamografie je vhodná nejen pro vyšetřování žen s příznaky či podezřením na karcinom prsu, ale i pro mamografický screening tzv. vyhledávání časných stádií karcinomu prsu.

V případě mamografické techniky a používaných diagnostických algoritmů zobrazování onemocnění převážně karcinomu prsu, došlo od 60. let k zásadní změně.

Zvládnutí mamografických projekcí je důležité po stránce teoretické, ale současně také stránce praktické a z toho důvodu je pro co nejlepší zobrazení vyšetřovaného prsu potřeba pochopit zejména význam anatomických struktur a jejich mobility při polohování, znát základy mamografické techniky a význam jednotlivých projekcí, osvojit si správné návyky při polohování a systematicky zjišťovat nedostatky a provádět jejich důslednou korekci.

#### 3.1 Anatomie prsní žlázy

Ke správné diagnostice a popisu mamografického snímku je třeba znát anatomii prsní resp. mléčné žlázy.

*Parenchym prsní žlázy* sám o sobě absorbuje rentgenové záření ve větší míře než samotná tuková tkáň, ve které je uložen. Z toho důvodu je možné rozpoznat lalůčky jako tzv. stíny obklopené transparentnější tukovou tkání, rozmístěné v celém objemu prsu. Při snímkování tak dochází ke vzájemné sumaci stínů jednotlivých lalůček či k jejich sumaci s jinými strukturami.

[3]

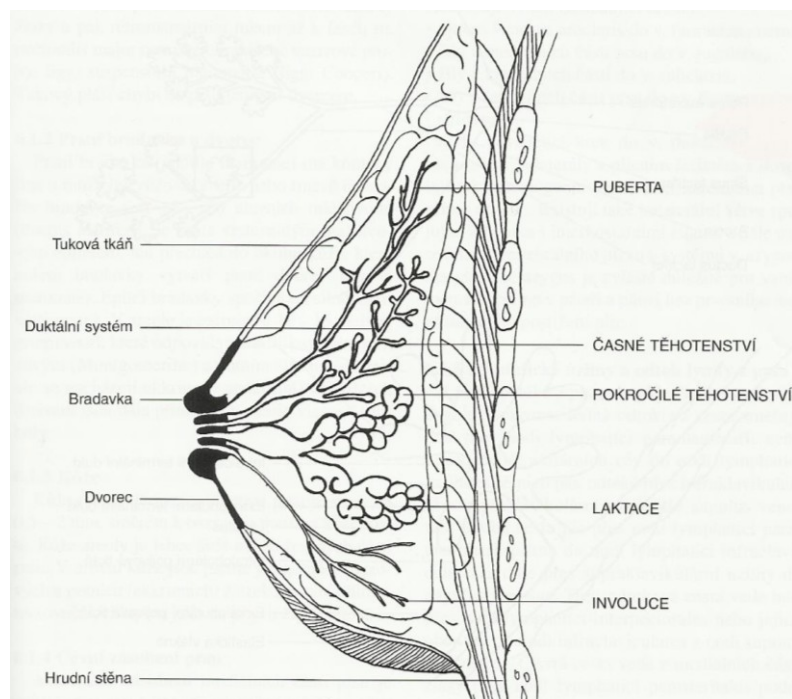
##### 3.1.1 Stavba prsu

Prsní žláza je největší kožní žlázou v lidském těle, podmiňující vyvýšení zvané prs (*mamma*). Plně vyvinutý prs je polokulovitého tvaru a nachází se mezi 3. a 6. žebrem, přibližně od čáry parasternální do přední čáry axilární.

Schematický popis anatomické stavby prsní žlázy je znázorněn na obrázku (*Obr. 3.1*) níže. Na vrcholu prsu je pigmentovaný dvorec (*areola mammae*) a v něm drobné hrbolky, podmiňující žlázy do dvorce (*glandulae areolares*), strukturou jsou shodné s rudimentární žlázou mléčnou. Uprostřed dvorce se nachází prsní bradavka (*papilla mammae*) zpravidla mírně vyvýšená, obsahující mazové žlázy chránící svým sekretem kůži prsu před macerací mlékem či slinami kojence. Na hrotu bradavky ústí 15 až 20 mlékovodů (*sinus lactiferi*), kterými vyúsťují žláznaté laloky.

Na správně provedeném mamogramu je bradavka zachycena z profilu. V tom případě se zobrazuje jako nepravidelná struktura vyčnívající nad okolní povrch dvorce. Bradavka může být

také plochá, čímž nemusí způsobovat lokální konvexitu na profilu. Je-li bradavka invertovaná, může se na snímku zobrazit jako ostře okrouhlý stín přímo pod centrem dvorce.



**Obr. 3.1** Anatomie ženského prsu (schematický nákres) (převzato z [3]).

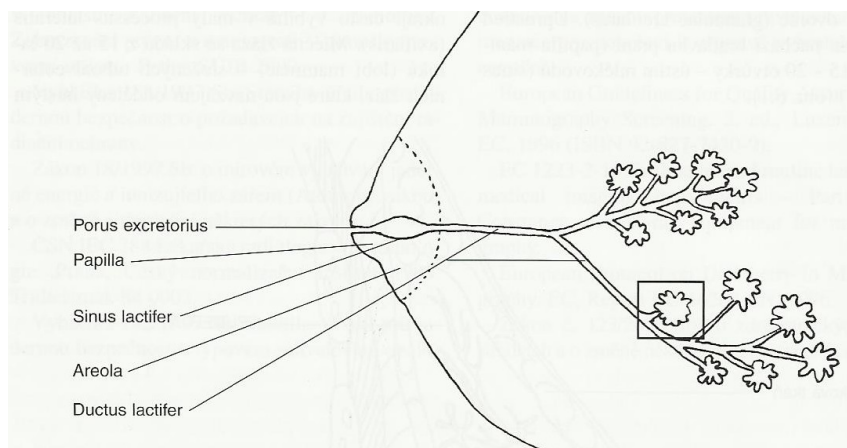
### 3.1.2 Mléčná žláza

Jedná se o složenou tuboalveolární žlázu, která je díky apokrinnímu způsobu extruze podobná potním aromatickým žlázám.

Prsní žlázu tvoří laločnaté, bělošedé a tuhé těleso s nerovným povrchem zvané mléčná žláza (*corpus mammae*). Představuje těleso nerovného povrchu, jež na zevním okraji často vybíhá v malý výběžek (*processus lateralis – axillaris*). Mléčná žláza se skládá z 15 až 20 laloků (*lobi mammae*), složených z tuboalveolárních žláz, které jsou navzájem odděleny hustým vazivem a velkým množstvím tukové tkáně. Každý lalok představuje samostatnou jednotku opatřenou vlastním exkrečním resp. hlavním mlékovodem (*ductus lactifer*), viz Obr. 3.2 znázorňující schematickou strukturu laloku. Jedná se o vývody dlouhé zhruba 2 – 4,5 cm, ústící nezávisle na prsní bradavce 15 až 20 otvory o průměru přibližně 0,5 mm. Těsně před vyústěním mlékovodů na bradavce se ductus lactiferi větvenovitě rozšiřuje v tzv. již výše zmíněné sinus lactiferi. Laloky mléčné žlázy se dále pak člení v lalůčky (*lobuli mammae*).

Mléčná žláza je obalena tukovým polštářem, který tvoří tzv. premammární a retromammární vrstvu. Účelem premammárního tuku je vyrovnávat jamky mezi žlázovými lalůčky, čímž zaobluje prs. Retromammární tuk tvoří vrstvu silnou 0,5 až 1 cm.

Malé mlékovody o průměru zhruba do 1 mm nejsou na mamogramu rozeznatelné. Lze je zobrazit pouze při použití a naplnění kontrastní látky při duktografii.



**Obr. 3.2** Schematické znázornění laloku (převzato z [3]).

### 3.1.3 Cévní a lymfatické zásobení

Cévní zásobení je mimo jiné tvořeno tepnami prsu (**arteriální zásobení**) vystupujícím z okolních artérií. Arteriální zásobení mediálních částí prsu je zajištěno *a. mammaria interna* přes *a. thoracica interna* z *a. subclavia*, zatímco laterální části prsu jsou zásobovány z větví *a. thoracodoralis*, *a. thoracica lateralis* a *a. thoracoacromialis*. Větve těchto tepen se obtáčí kolem lalůček žlázy a dále pak podél ductů, sbíhající se k papile. Znázornění lymfatických uzlin a odtoku lymfy z prsní tkáně je vyobrazeno na obrázku (Obr. 3.3) níže.

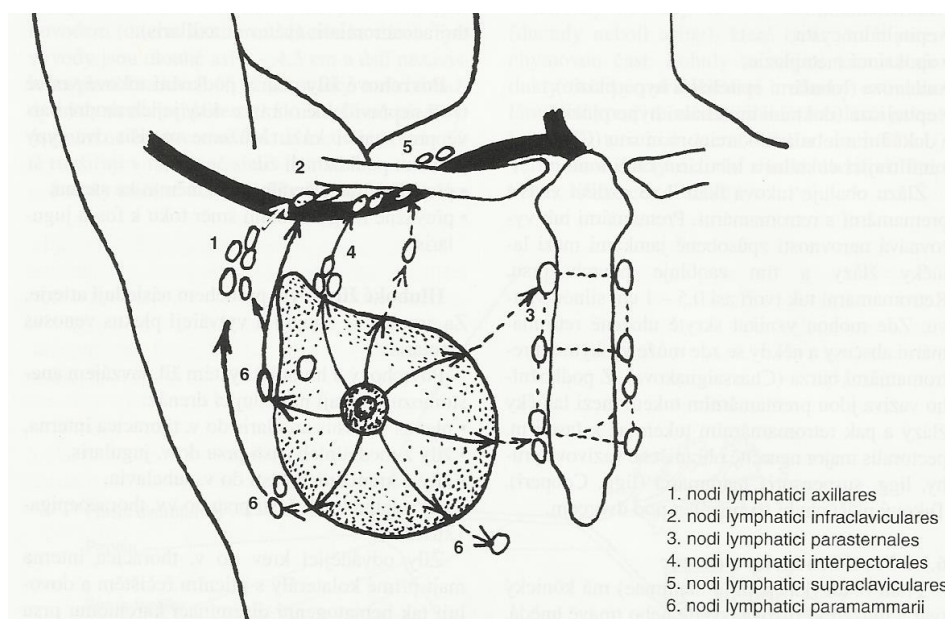
**Hluboké žíly** resp. žilní systém svým průběhem následuje arterie. Za aerolou se spojují a vytvářejí *plexus versus areolaris*. Žíly odvádějící krev do *v. thoracica interna* mají přímé kolaterály s plicním řečištěm a umožňují tak v případě karcinomu prsu jeho hematogenní diseminaci přímo do plic. Existují také kolaterální větve spojující žíly prsu s interkostálními žilami, dále pak se žilami vertebrálního plexu a systému *v. azygos*, které je zvláště důležité v případě vzniku metastáz přímo v páteři a pánvi vez prvotního metastatického postižení plic.

**Povrchové žíly** prsu umístěné v podkožní tukové vrstvě, tvoří nepravidelné obrazce díky jejich modré barvě prosvítající kůži. Existují dva typy průběhu podkožních žil převážně transverzální tok směrem ke sternu a převážně longitudinální směr toku k *fossa jugularis*.

**Lymfatické zásobení** je z hlediska vymezení celkového objemu velice významné a to z důvodu zásadního vlivu na šíření karcinomu prsu. Lymfa z prsu odtéká prostřednictvím čtyř směrů do *angulus venosus*. Jedna odtoková cesta vede přes *nodi lymphatici paramammarii* nebo podél axilárních cév do *nodi lymphatici axillaris* přes infraklavikulární a supraklavikulární uzliny do *angulus venosus*. Druhá odtoková cesta vede přes *nodi lymphatici paramammarii* do *nodi lymphatici infraclaviculares* přes supraklavikulární uzliny do *angulus venosus*. Třetí přes *nodi lymphatici interpectoriales* do *nodi infraclaviculares* a *supraclaviculares*. Čtvrtá z mediálních částí žlázy přes *nodi lymphatici parasternales* podél *vasa thoracica interna* do *angulus venosus*.

[3]





**Obr. 3.3** Lymfatické uzliny a odtok lymfy z prsu (převzato z [3]).

## 3.2 Provedení a projekce

Pro správné provádění mamografických projekcí je důležité znát anatomii prsu a respektovat také mobilitu jeho částí. Jako pohyblivé části jsou označovány mobilní partie zevní (*laterální*) a dolní (*inferiorní*), zatímco vnitřní (*mediální*) a horní (*superiorní*) jsou částí resp. partie pevné. Při vyšetření je důležité posouvat pouze partie pohyblivé nikoliv pevné a bránit tak pohybu kompresní desky proti pevné tkáni. Tento princip umožní dosažení maximálního podílu zobrazované části vyšetřovaného prsu.

V případě provádění standardních projekcí by měly být splněny dvě základní podmínky. Je nutné, aby byla bradavka zachycena z profilu a bylo zobrazeno co nejvíce prsní tkáně. Nelze-li splnit tyto podmínky, preferuje se podmínka druhá. Alespoň na jedné z projekcí by však bradavka měla být z profilu zachycena.

Základními projekcemi ve screeningu i klinické mamografii je projekce **mediolaterální šikmá** (MLO) a **kraniokaudální** (CC).

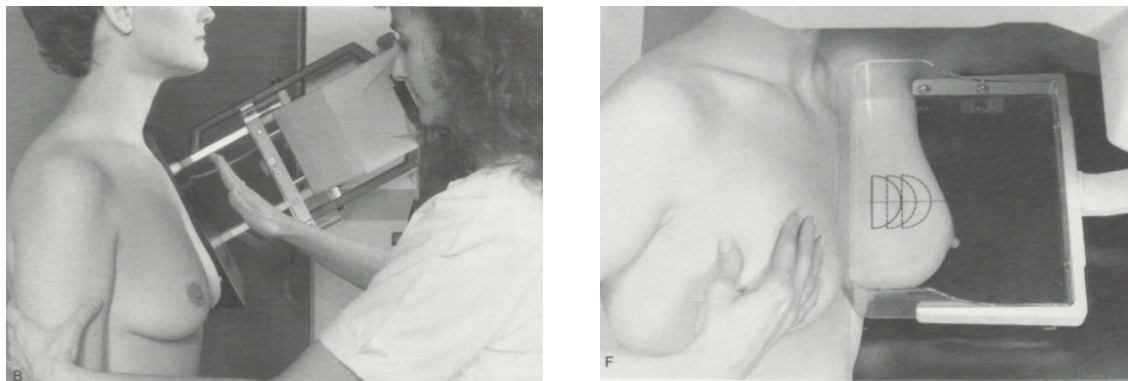
### 3.2.1 Projekce mediolaterální šikmá (*Mediolateral oblique projection MLO*)

Projekce mediolaterální šikmá umožňuje jako jediná zobrazit téměř celý vyšetřovaný prs resp. jeho největší část. Jedná se o nejvíce zastoupenou projekci, která se při vyšetření využívá, v případě, že je potřeba provést jen jednu projekci, přistupuje se vždy k projekci MLO.

Rentgenový paprsek směřuje od horní vnitřní (*superomediální*) k dolní zevní (*inferolaterální*) části prsu. Rameno přístroje je sklopeno tak, aby svíral držák kazety (Bucky clona) úhel 30° až 60° od horizontály. Přesný úhel se určuje zcela individuálně u každé pacientky tak, aby byla kazeta umístěna paralelně s průběhem prsního svalu. K určení přesného úhlu, pod nímž probíhá vlastní prsní sval, dá laborantka natažené prsty jedné ruky podél prsního

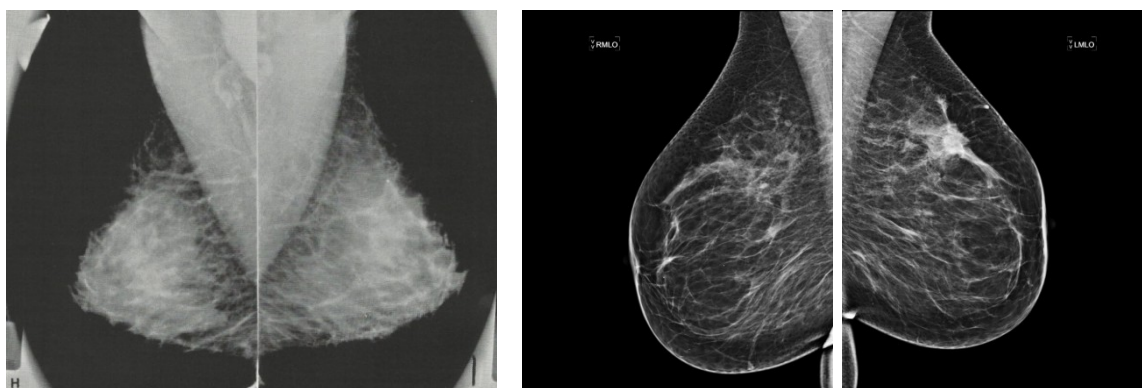
svalu, a to směrem do axily. Takto stanovený úhel se poté použije i v případě vyšetření druhého prsu a při dalších kontrolách, viz *Obr. 3.4* níže.

[3] [8]



**Obr. 3.4** MLO (mediolaterální šikmá) projekce (převzato z [8]).

Na *Obr. 3.5* uvedených níže jsou umístěny výsledné mamografické snímky pořízené v mediolaterální šikmé pozici.



**Obr. 3.5** Zobrazení mamografických snímků MLO projekce. *Vlevo* zobrazení analogových snímků na negatoskopu, *vpravo* digitální snímky (převzato z [8] [13]).

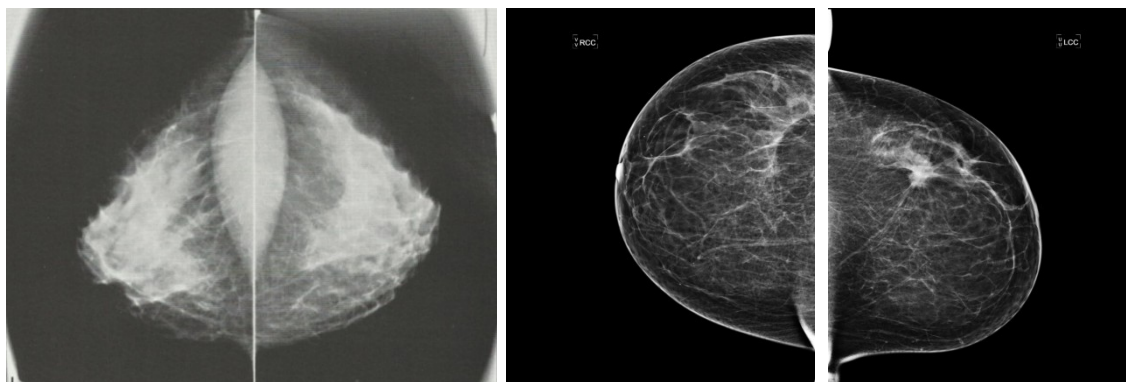
### 3.2.2 Projekce kraniokaudální (*craniocaudal projection CC*)

Projekce kraniokaudální se používá v případě, nepodaří-li se vyšetřovanou tkáň zobrazit v projekci šikmé. V případě, že není možné v CC projekci zachytit veškerou tkáň, což je obvyklé vzhledem k zakřivení hrudníku, preferuje se zobrazení mediální části prsu.

Při této projekci je rovina Bucky clony (držáku kazety) umístěna přesně rovnoběžně s podlahou. Rentgenový paprsek prochází ve směru kolmém k podlaze od horních (superiorních) partií prsu k dolním (inferiorním). Provedení CC projekce je znázorněno na obrázku (*Obr. 3.6*) níže. Výsledné mamografické snímky CC projekce jsou zobrazeny na obrázku (*Obr. 3.7*) níže.



**Obr. 3.6** CC (kraniokaudální) projekce (převzato z [8]).



**Obr. 3.7** Zobrazení mamografických snímků CC projekce. *Vlevo* zobrazení analogových snímků na negatoskopu, *vpravo* digitální snímky (převzato z [8] [13]).

### 3.2.3 Doplnující (přídavné) mamografické projekce

Kromě základních projekcí (*MLO* a *CC*) je potřeba znát také projekce, kterými doplňujeme ty základní a to zejména při nejednoznačnosti nálezu či podezření na nezachycení části vyšetřovaného prsu. Mezi nejčastěji používané přídavné projekce patří:

**Bočná projekce** – patřící mezi nejčastěji používané přídavné projekce, mimo jiné také důležitá ke zjištění, zda formace, která je patrná jen v šikmé projekci, je skutečná či jen způsobená vlivem sumací struktur nebo artefakty. Dále pak slouží případně k určení přesnější polohy zjištěných struktur. Mezi bočné projekce patří projekce *mediolaterální bočná* a *lateromediální bočná*.

**Projekce s bodovou kompresí** – bodová komprese sama o sobě umožňuje lépe zobrazit lézi zvětšenou kompresí, tedy odtlačením okolní tkáně z oblasti našeho zájmu a ztenčením prsu. Kolimací svazku je umožněno zvýšit kontrast resp. zmenšit podíl sekundárního záření.

**Snímek se zvětšením** – umožňuje lepší zobrazení okrajů léze, její architektiky a denzity. Jedná se o vhodnou metodu využívanou k zobrazení mikrokalcifikací a pro posouzení jejich množství, uspořádání, velikosti a tvaru.

**Rozšířená CC projekce** – rozšířená kraniokaudální projekce umožňuje zachycení lézí uložených hluboko v zevní části prsu a lepší zobrazení axilárního výběžku žlázy.

**Projekce na intermamární rýhu** – jedná se o projekci aplikovanou na oblast výstřihu, umožňující zobrazení lézí hluboko ve vnitřní části prsu.

**Projekce na axilární výběžek** – umožňuje vizualizaci jednak axilárního výběžku žlázy a také většiny zevní části prsu.

**Tangenciální projekce** – jedná se o projekci využívanou především u hmatných formací, které jsou na klasických mamogramech skryty ve stínu okolní žlázové tkáně. Tangenciální projekce potvrzuje, zda se mikrokalcifikace popřípadě kalcifikace, které jsou patrné na mamogramech, nacházejí v kůži.

**Projekce s otočením (s rotací) prsu** – zabezpečuje především oddělení překrývajících se struktur denzitní tkáně prsu. Dále také umožňuje odlišit, zda se jedná pouze o sumaci či skutečnou lézi, umožňuje upřesnění její lokalizace a to v případě, kdy je viditelná jen v jedné standardní projekci.

**Kaudokraniální projekce** – umožňuje kvalitnější vizualizaci lézí, které jsou lokalizovány v horních partiích vyšetřované prsu.

**Lateromediální šikmá projekce LMO** – používá se ke zkvalitnění vizualizace mediální části prsu redukcí vzdálenosti objekt – film.

**Superolaterální – inferomediální šikmá projekce** – umožňuje ortográdní zobrazení lokalizačního drátku u lézí v oblasti axilárního výběžku.

[3][12]

### 3.3 Vznik mamografického obrazu resp. snímku

Mamografický obraz vzniká stejně jako prostý rentgenový obraz díky rozdílné absorpci prošlého elektromagnetického (X – záření) záření vyšetřovanou tkání potažmo vyšetřovaným prsem. V závislosti na rozdílných absorpcích v jednotlivých částech vyšetřované tkáně je těmto oblastem přiřazena intenzita odstínu šedi, získáme tak výsledný rentgenový potažmo mamografický densitní obraz.

Cesta k přesné diagnóze není vždy snadná a záleží na mnoha technických faktorech. Vznik mamografického obrazu se skládá z několika částí, z nichž každý může celkový výsledek zkreslit, zavádí se pojem tzv. „řetězu vzniku mamografického obrazu“.

Prvním a také základním prvkem resp. článkem řetězu ke vzniku kvalitního obrazu je **nastavení mamografického přístroje** (výkon rentgenové lampy, kvalita kazet, čistota fólií a jakost filmů). Při vzniku jen nepatrných malých odchylek může dojít ke ztrátě důležitých informací. Druhým důležitým článkem je samotný **vyvolávací proces** s parametry, jako je délka a teplota procesu vyvolávání a ustalování. Při narušení velmi křehké stability celého děje může

dojít k významnému zhoršení činitele snímku. *Vyhodnocení mamografického obrazu* je třetím článkem a zcela primární záležitostí mamodiagnostika. Jeho úkolem je především vyloučit nebo naopak potvrdit přítomnost patologického ložiska. Čtvrtým článkem je připojení další *metody, nejčastěji ultrasonografie*.

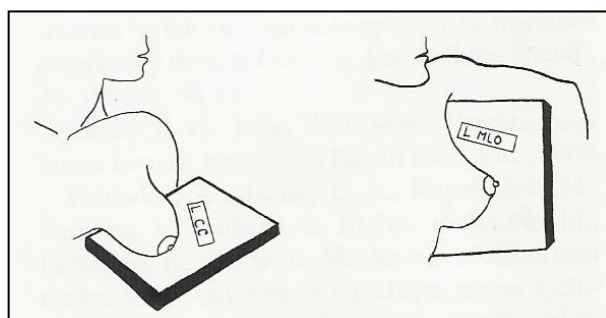
[6]

### 3.4 Technická kvalita snímku

Dříve než se přistoupí k popisu snímku je potřeba zkontrolovat jeho technickou kvalitu, která zahrnuje mimo jiné kontrolu projekce, orientace snímku, rotace či penetrace.

Projekcí se rozumí směr rentgenového paprsku ve vztahu k pacientovi, kdy rozeznáváme dva základní snímky z projekcí CC a MLO, s čímž souvisí samotná orientace či rotace snímku. K eliminaci jakékoliv záměny či nejasnosti o způsobu provedení vyšetření (projekcí) slouží značení snímků, přičemž značka dané projekce se obvykle umísťuje na zevní resp. axilární stranu.

Orientací mamografického snímku je myšleno, zda se při jednotlivých projekcích vyšetřuje levé či pravé prso. Ve snímcích je značení převzato z anglických názvů – *left L* odpovídá levé straně resp. levému vyšetřovanému prsu, zatímco *right R* odpovídá pravému vyšetřovanému prsu, viz *Obr. 3.8* níže.



**Obr. 3.8** Označení strany a projekce, *vlevo* CC projekce, *vpravo* MLO projekce (převzato z [3]).

Kvalitu snímku ovlivňuje dále řada vzájemně ovlivňujících se parametrů resp. faktorů - kvalita rentgenového svazku, velikost sekundárního záření, kontrast filmu, pohybová neostrost, geometrická neostrost, kvantový šum a přítomnost artefaktů. Laborant (radiologický asistent) může při vyšetření ovlivnit jen pár těchto parametrů.

**Kontrast obrazu** resp. kontrast mamogramu je dán jako rozdíl v optické denzitě mezi strukturou (detailem) ve vyšetřované tkáni (prsu) a jeho okolím. Je ovlivněn „*vnitřním kontrastem*“ tkáně a kontrastem filmu. Vnitřní kontrast prsu je definován pomocí rozdílu mezi propuštěním rentgenových fotonů objektem (lézí) a pozadím (okolím). Rozdíly v součinitelích zeslabení jsou u prsu většinou malé, je to dáno malým rozdílem hustot tkáně a atomových čísel prvků v něm obsažených. Významným činitelem negativně ovlivňujícím kontrast obrazu je sekundární (rozptýlené) záření, jehož podíl stoupá se zvyšující se tloušťkou prsu a rostoucím průměrem pole.

Kvalitu obrazu je také dále možné zlepšit dostatečnou kompresí, omezením pole záření či opatřením redukujícím podíl rozptýleného záření použitím sekundární Bucky clony (mřížky).

Nedostatečná komprese snižuje kontrast i jiným způsobem. Při průchodu svazku záření vyšetřovaným prsem se absorbuje především nízkoeenergetická tzv. měkká složka, čímž dochází k posunu spektra směrem k vyšším energiím.

**Geometrické rozlišení a ostrost** - moderní mamografické systémy umožňují dnes dosáhnout rozlišení až 20 lp/mm (20 párů čar na mm), průměrně až 15 lp/mm. Rozlišení závisí především na kvalitě detektoru (filmu či fólie), na geometrické a pohybové neostrosti a kontrastu.

Geometrická neostrost závisí na velikosti resp. průměru ohniska, vzdálenosti ohnisko - detektor a poměru vzdálenosti ohnisko – objekt a objekt – film. Čím větší je ohnisko a větší vzdálenost objekt – film, tím větší je geometrická neostrost tedy horší rozlišení. Naopak čím delší je vzdálenost ohnisko – objekt, tím je neostrost menší a rozlišení tedy lepší.

Důležitým faktorem ovlivňujícím geometrické rozlišení a ostrost je také **expoziční čas**. Příliš dlouhý expoziční čas je nevýhodný, jelikož dochází ke zvyšování neostrosti obrazu vlivem pohybu prsu např. při dýchání. Navíc se také zvyšuje dávka záření (při expozici nad 1 s), kterou je vyšetřovaná pacientka podrobena.

[3]

## 4 Princip hodnocení mamografického (rtg) snímku lékařem

Samotný popis mamografického snímku je složen ze tří částí, a to názvu vyšetření a techniky provedení (*viz předchozí kapitoly*), vlastního popisu vyšetření a závěru, který je kombinací informací ze snímku a z anamnestických údajů.

### 4.1 Proces hodnocení mamografických (rtg) snímků

Analogové snímky hodnotí a čte na negatoskopu zkušený lékař – radiodiagnostik, případně dva na sobě nezávislí lékaři – hodnocení tzv. dvojím čtením snímků, čímž je možné zvýšit zejména senzitivitu ve screeningu až o 15 %. Nevýhodou takového hodnocení snímků je závislost pouze na subjektivním hodnocení mamodiagnostika případně radiodiagnostika. Zatímco digitální mamografické snímky získané při digitálním mamografickém vyšetření jsou hodnoceny prostřednictvím digitálních programů (SW) na PC. I přesto, že existují SW k digitálnímu zpracování mamografických snímků, nejsou tyto programy v současné době spolehlivě vyřešeny.

Na mamografickém obrazu se hodnotí tyto parametry:

- zda jsou vyšetřovaná prsa symetrická – jejich velikost, tvar, symetrie prsní žlázy a rozložení sytosti,
- zda je patrné nějaké patologické ložisko – nádor, kalcifikace,
- zda je součástí obrazu také axilární řasa – vyloučení patologicky změněných uzlin.

Pomocí lupy se dále hodnotí:

- zda jsou zobrazeny případné mikrokalcifikace,
- známky symetrie, sbíhání kresby.

Samotné hodnocení mamografických snímků se liší dle druhů projekcí, jejichž prostřednictvím mamografické obrazy vznikly.

#### 4.1.1 Hodnocení mamografických snímků pořízených v MLO projekci

Na snímku pořízeném v šikmé mediolaterální projekci má být prs důkladně rozprostřeno, obrazy obou prsů zrcadlově symetrické, inframamární záhyb má být dobře patrný, prsní sval je třeba zobrazit ve vhodném a správném úhlu, měl by vycházet pod linií bradavky (linie kolmá na okraj prsního svalu procházející bradavkou), kraniolaterální žlázová tkáň má být ostře a zřetelně zobrazena stejně tak jako retromamární transparentní tuk.

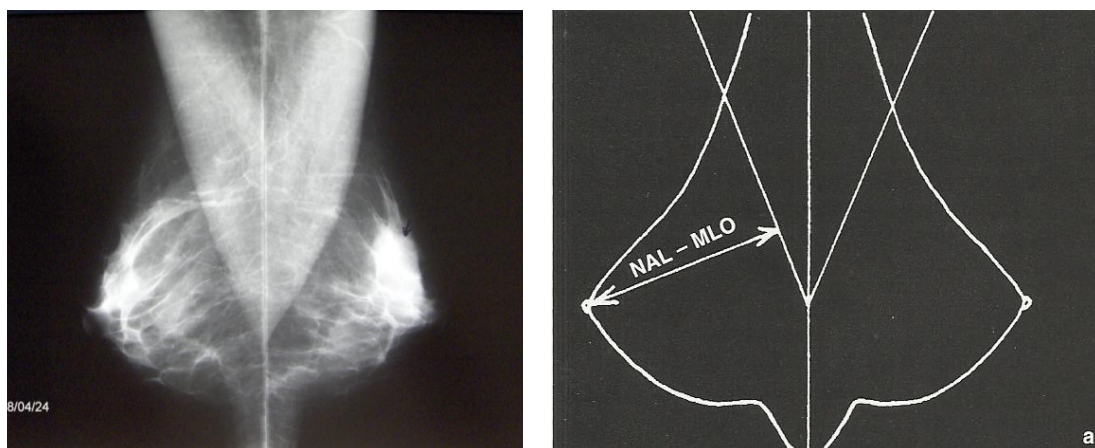
Je důležité, aby byla bradavka a dvorec zachycen z profilu. Neměly by být viditelné žádné záhyby kůže, cévní struktury by měly být rozpoznatelné i v denzním prsu. Ostře, bez zneostření pohybem, musí být zobrazeny lineární stíny, cévní struktury a okraj prsního svalu.

Na správně exponovaném snímku je stín kůže patrný jen ztěží, obvykle ne v celém rozsahu. Je důležité, aby bylo zachyceno co nejvíce tkáně vyšetřovaného prsu, pro orientaci slouží porovnávání vzdálenosti bradavka – prsní sval u MLO projekce, viz *Obr. 4.1* níže.



Na snímku by měla být horní partie pektorálního svalu širší s postupným zúžením. Při porovnávání snímků levé a pravé projekce by se měly svaly spojit a vytvořit tak tvar písmene „V“. Horní partie pektorálního svalu by měla dále dosahovat do 2/3 prsu (oblast bradavky).

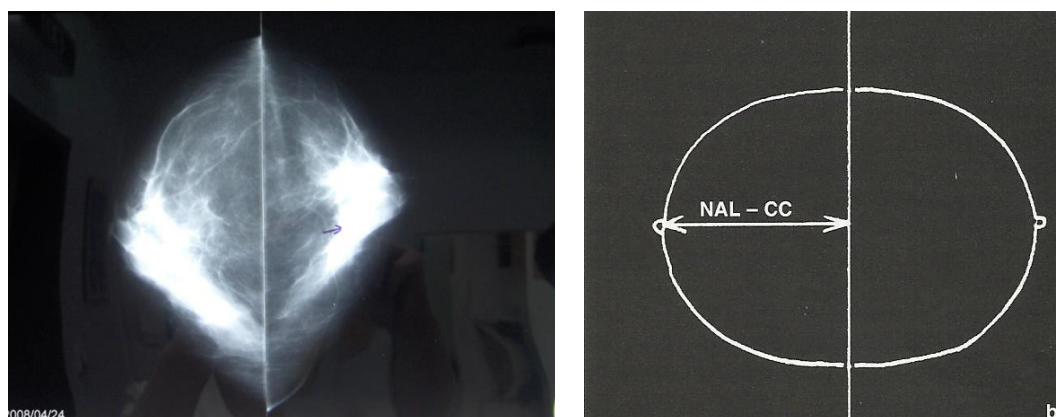
Na obrázku (*Obr. 4.1*) je znázorněno měření vzdálenosti bradavka – prsní sval v kolmém směru u mediolaterální šikmé projekce. Tato vzdálenost má být maximálně o 1 cm delší než obdobná vzdálenost bradavka – okraj filmu u kraniokaudální projekce.



**Obr. 4.1 MLO projekce.** Vlevo zobrazení výsledného snímku dané projekce, vpravo vzdálenost bradavka - prsní sval v kolmém směru (převzato z [3] [13]).

#### 4.1.2 Hodnocení mamografických snímků pořízených v CC projekci

Obrazy pořízené v kraniokaudální projekci musí být také stranově symetrické, měl by být ostře vykreslen a zachycen retromamární tuk. Je důležité, aby bylo zachyceno co nejvíce tkáně vyšetřovaného prsu, pro orientaci slouží porovnávání vzdálenosti bradavka – okraj filmu, viz *Obr. 4.2* níže. Na snímku CC projekce by neměly být taktéž patrné potažmo viditelné záhyby kůže. O dostatečné kompresi a absenci pohybové neostrosti svědčí, že jsou cévní struktury dobře rozeznatelné i v hutném stínu. Opět je důležité ostré zobrazení lineárních, cévních stínů a okraje prsního svalu.



**Obr. 4.2 CC projekce.** Vlevo zobrazení výsledného snímku dané projekce, vpravo zobrazení vzdálenosti bradavka - okraj filmu (převzato z [3] [13]).



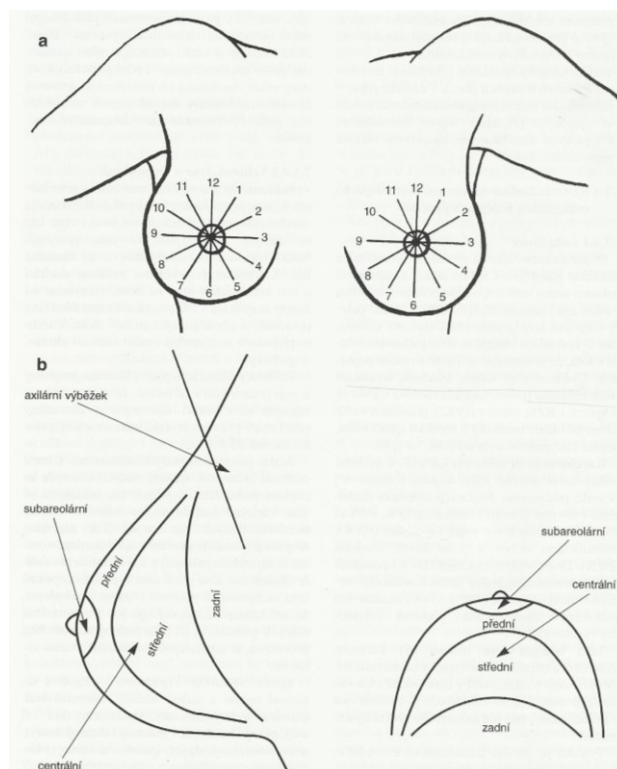
Na obrázku (*Obr. 4.2*) je znázorněno měření vzdálenosti bradavka – okraj filmu v kolmém směru u kraniokaudální projekce. Tato vzdálenost musí být o 1 cm kratší než obdobná vzdálenost bradavka – prsní sval u mediolaterální šikmé projekce. Je-li rozdíl těchto vzdáleností větší, může to znamenat možnost nezobrazení tkáně dorsálně u hrudní stěny.

#### 4.1.3 Kritéria hodnocení mamografických obrazů

Při hodnocení nálezu na snímku si lékař všímá zejména jednotlivých příznaků, které by mohly být projevem závažného onemocnění a to především malignity (zhoubnosti).

Lékař si všímá zejména těchto parametrů:

- asymetrie stínu a vaskularizace,
- změny architektiky,
- lokalizace léze, její denzity, tvaru, okraje – uvádí se vždy strana, kvadrant a lokalizace podle ciferníku (lokalizace nádorového ložiska), dle *Obr. 4.3* níže,
- kalcifikací – její distribuce, uniformity, tvaru případného shluku a hustotě kalcifikací ve shluku, tvaru a velikosti jednotlivých kalcifikací, jejich sytosti,
- ztlustění kůže (lokální či difúzní),
- ztlustění dvorce, bradavky,
- změny v axille.



**Obr. 4.3** Lokalizace nádorového ložiska, (a) Poloha léze ve vztahu k povrchu prsu označena dle ciferníku na hodinách, (b) Schématické znázornění části vyšetřovaného prsu pro určování hloubky uložení (převzato z [3]).

Doporučuje se udržovat určitý systém při hodnocení mamografických snímků. Používá se např. americký standardizovaný systém hodnocení BI-RADS<sup>TM</sup>, dle kterého dochází k zařazování do různých kategorií při psaní závěru, čímž se zároveň určí další postup případné léčby.

#### Přehled kategorií:

- **Kategorie 0:** potřeba dalšího vyšetřování
- **Kategorie 1:** normální – nic (jen samovyšetření a pravidelná kontrola za 1 rok)
- **Kategorie 2:** benigní – stejně jako kategorie 1
- **Kategorie 3:** pravděpodobně benigní – mamografická kontrola za 6 měsíců
- **Kategorie 4:** podezřelý nález – punkční biopsie
- **Kategorie 5:** maligní charakter – individuálně dle plánu (většinou punkční biopsie a operace)

[3]

Mimo zařazení do kategorií stanoví lékař také klinické stádium onemocnění. Stádia jsou označeny podle pokročilosti onemocnění čísly od 0 do IV. Jednotlivá stádia jsou dále také rozdělena na podskupiny dle typu postižení.

**Stádium 0:** tzv. nádor in situ, tj. nádor prozatím neinvazivní.

**Stádium I.:** tumor je menší než 2 cm v průměru a nejsou postiženy lymfatické uzliny v podpaží. Karcinom se zatím nešíří mimo prs.

**Stádium II.:** *Skupina IIA* – eventuálně nádor menší než 2 cm s postižením 1 – 3 lymfatických uzlin, postižení lymfatických uzlin v podpaží bez prokazatelného nádoru v prsu, nádor o velikosti 2 – 5 cm bez postižení lymfatických uzlin. *Skupina IIB* – eventuálně nádor o velikosti 2 – 5 cm s postižením 1 – 3 podpažních lymfatických uzlin, nebo nádor větší než 5 cm bez postižení lymfatických uzlin v podpaží.

**Stádium III.:** *Skupina IIIA* – eventuálně postižené podpažní lymfatické uzliny fixované navzájem (neoddělitelné od sebe) nebo postižení vedle kosti hrudní, a to bez prokazatelného nádoru v prsu. Eventuálně nádor menší než 2 cm a současně postižené podpažní lymfatické uzliny fixované navzájem nebo postižení uzlin vedle kosti hrudní. Nádor o velikosti 2 – 5 cm a současně postižené podpažní lymfatické uzliny fixované navzájem nebo postižení uzlin vedle kosti hrudní. Nádor větší než 5 cm a současně postižené podpažní lymfatické uzliny nebo postižení uzlin vedle kosti hrudní. *Skupina IIIB* – eventuálně nádor jakékoliv velikosti, který prorůstá do stěny hrudní či kůže, nebo zánětlivý karcinom (šířící se lymfatickými cévami v kůži prsu a způsobující otok, zarudnutí a tzv. pomerančovou kůru). *Skupina IIIC* – eventuálně nádor jakékoliv velikosti a postižení 10 a více lymfatických uzlin v podpaží, nádor jakékoliv velikosti a postižení nadklíčkových nebo podklíčkových uzlin, případně i podpažních uzlin.

**Stádium IV.:** onemocnění s prokázanými metastázami, nejčastěji v plicích, játrech, kostech či mozku.

Klinické stádium má jednoznačný vztah k úspěšnosti léčby. Zatímco u nádoru in situ lze předpokládat úplné vyléčení, u vyšších stádií je bohužel nutno do určité míry, odpovídající výši

stádia, počítat s recidivou resp. s návratem choroby i v případě úplného vymizení příznaků onemocnění. Jednotlivými stádii, jejich incidencí a mortalitou se zabývá kapitola 7.

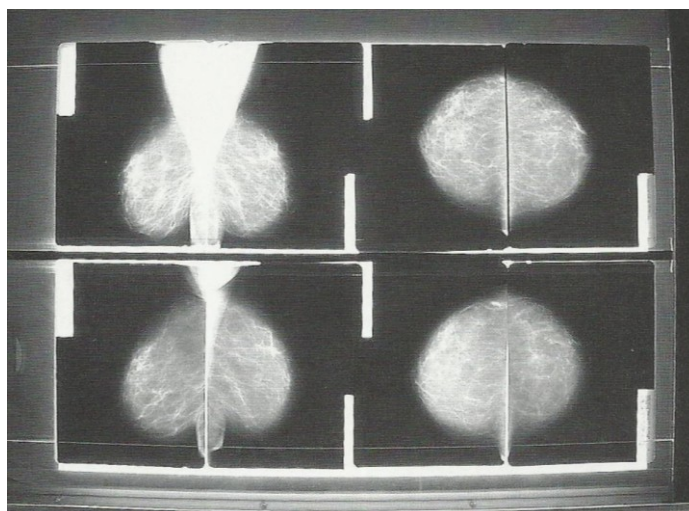
[17]

#### 4.1.4 Hodnocení analogových mamografických snímků – Negatoskopy

Jak už bylo řečeno, analogové mamografické snímky hodnotí radiodiagnostik prostřednictvím negatoskopů.

Negatoskop musí mít dostatečný jas s možností jeho regulace. Mamografické snímky totiž vyžadují poměrně vysoký jas a to minimálně  $3500 \text{ cd.m}^{-2}$ . Dalším nezbytným požadavkem je také možnost vyclonění světla negatoskopu na velikost mamografického snímku či jeho část. Jedině tak dojde k oslnění oka vysokým jasnem a tím ke ztrátě schopnosti lékaře (radiodiagnostika) odlišit na snímku i malé detaily s nízkým kontrastem a potřebné stupně šedi. Negatoskop by nám měl také nabídnout možnost porovnat staré vyšetření s novým, proto je vhodné, aby zde bylo možné rozmístit dvě čtveřice snímků i formátu  $24 \times 30 \text{ cm}$ . Kromě jasů negatoskopu je dále důležitá jeho homogenita. Maximální přípustná homogenita jasů na negatoskopu je stanovena na 30 %.

K popisu a prohlížení tmavých částí mamografických snímků musí být k dispozici bodové světlo s vysokým jasnem alespoň  $10\,000 \text{ cd.m}^{-2}$ , obsahující irisovou clonu a možnost regulace jasů.



**Obr. 4.4** Rozložení mamografických snímků na negatoskopu (převzato z [3]).

Na obrázku (Obr. 4.4) výše je znázorněno rozložení mamografických snímků na negatoskopu. Nahoře je umístěno nové vyšetření pacientky, zatímco dole staré vyšetření stejné pacientky k porovnání. Snímky obou stran vyšetřované prsní tkáně (zprava, zleva) v šikmé i mediolaterální projekci jsou vždy přiloženy zrcadlově u sebe.

[3]

#### 4.1.5 Hodnocení digitálních mamografických snímků

Digitální mamografické snímky jsou zobrazeny a hodnoceny prostřednictvím programu resp. prohlížeče Stanice xVision Mammo, který využívají specializovaná pracoviště např. Městská nemocnice Ostrava – Fifejdy. Jedná se o specializovanou pracovní stanici, která je určena především k popisu snímků na digitalizovaných mamografických pracovištích.

Stanice přijímá snímky z vyšetřovací modalitty, zobrazí je předdefinovaným způsobem a umožní provádět jejich základní úpravy a popis. Stanice umožňuje také vyhledat a zkopírovat starší vyšetření pacientky do lokálního archivu a dále pak současnou práci na trojici monitorů, viz Obr. 4.5. První monitor slouží k výběru pacientky a k ovládání všech funkcí zobrazení a úprav snímků. Dvojice diagnostických monitorů slouží k zobrazování snímků – nahrazují negatoskopy, které se používají k hodnocení analogových mamografických snímků. Jsou zde pevně předdefinovány všechny pohledy tak, jak je v mamografii potřebné. Systém rozpozná jednotlivé snímky a umístí je na dané pozice. Na dvojici monitorů lze zobrazovat jedno vyšetření (různá zobrazení snímků), lze porovnávat dvě vyšetření (zobrazení snímků z posledního a vybraného staršího vyšetření) a lze také zobrazit speciální pohledy.

Stanice umožňuje tyto úpravy mamografických snímků:

- změna jasu (zobrazovací okno) snímku – snímky lze zaostřit a upravit pomocí speciálního filtru pro zvýraznění detailů,
- snímky lze zvětšovat a posouvat - vybraný detail lze zvětšit pomocí lupy s nastavitelným zvětšením,
- snímky lze označit grafickými značkami a textovými popiskami – lze psát do připraveného formuláře popis vyšetření (nález).



**Obr. 4.5** Vlevo Stanice xVision Mammo, vpravo prostředí programu xVision.

## 5 Základní obrazové funkce realizovaného softwaru

Následující kapitola pojednává o základních obrazových funkcích realizovaného programu resp. softwaru vytvořenému ke zpracování mamografických snímků. Obsahuje výčet jednotlivých použitých funkcí s jejich popisem a příslušnými rovnicemi, dle kterých byly dané funkce použity a jejich parametry nastaveny.

Obrazem se rozumí vícerozměrný signál, ze kterého je možné určit řadu parametrů jako např. velikost, polohu či průměrný jas vybraného objektu. Obraz je definován a matematicky modulován tzv. obrazovou funkcí  $f$ , což je spojitá skalární funkce dvou nebo tří proměnných resp. argumentů. V rovině potažmo ploše je obraz popsán funkcí dvou souřadnic  $f(x, y)$ , jedná se tedy o **statický monochromatický obraz**, resp. obraz neměnicí se v čase. Obraz obsahující více spektrálních pásem se nazývá **multispektrální barevný obraz**, přičemž každé dvojici plošných souřadnic  $(x, y)$  odpovídá vektor hodnot, např. jasů pro jednotlivé barevné složky obrazu. U klasického rentgenového potažmo mamografického obrazu se hodnotami obrazové funkce rozumí míra absorpce rentgenového záření v jednotlivých tkáních lidského těla.

Při zpracování obrazů počítačem se pracuje převážně s digitálními obrazovými funkcemi, které jsou reprezentovány maticemi, jejichž souřadnice i hodnoty jsou celočíselné. V počítači je obrazová funkce dána maticí, která je složena z jednotlivých obrazových elementů (pixelů). Hodnoty těchto pixelů potažmo prvků matice jsou úměrné množství světelné energie, která je zachycena elektronickými detektory rentgenového záření (jejich výčet viz *předchozí kapitoly*).

**Předzpracování obrazu** je důležité mimo jiné k získání požadované informace z daného snímku potažmo obrazu, např. oblast nádorového bujení resp. nádorové ložisko, či mikrokalcifikace apod. Po úspěšném získání obrazu a jeho následné digitalizaci máme k dispozici digitální obraz pozorované scény. Obraz může být však zkreslen díky způsobu snímání nebo nevhodných podmínek při jeho průběhu. Je-li znám charakter zkreslení, je možné tuto chybu opravit pomocí tzv. korekcí, které jsou jednou z metod již zmíněného předzpracování obrazu. Existuje velké množství dalších metod, které usnadňují další analýzu obsahu obrazu, identifikaci objektů nebo jen zvýrazňují důležité rysy obrazu pro snazší pozorování člověkem.

Mezi základní metody předzpracování obrazu patří:

- jasové transformace – transformace jasové stupnice, jasové korekce,
- geometrické transformace,
- filtrace a ostření – např. lokální filtrace apod.

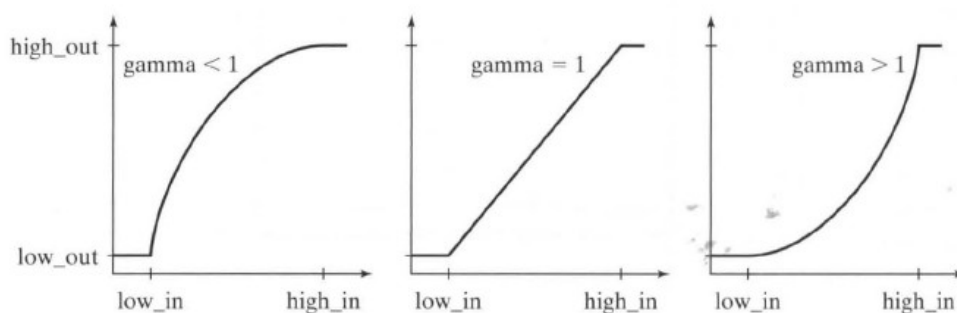
[10] [14]

### 5.1 Jasové transformace (transformace hodnot jasu)

Jasová transformace se provádí zpravidla v rámci předzpracování obrazu. Skládá se ze dvou hlavních částí a to jasové korekce nerovnoměrného osvětlení a korekce kontrastu, jejímž zobrazením je histogram.

Objekty v obrazech lze určit právě díky jasů jednotlivých pixelů obrazové matice, který se u objektů liší od pozadí. Transformace hodnot jasu resp. jasovou transformaci lze provést dvojím způsobem, a to **jasovou korekcí** nebo **modifikací jasové stupnice**. Při použití jasové korekce musíme dbát na závislost mezi bodem jasu výstupního a vstupního obrazu. Při použití modifikace jasové stupnice je určitá hodnota jasu ve vstupním obraze transformována na jinou výstupní hodnotu, bez ohledu na polohu v obraze.

Jasová transformace se používá mimo jiné ke změně hodnot obrazové funkce vstupního obrazu dle daného pravidla  $T$ . Vstupem i výstupem je obraz stejných parametrů (např. rozlišení, bitová hloubka). Důležitým parametrem při změně jasu je hodnota **gamma** určující tvar křivky, která mapuje intenzitu hodnoty obrazové funkce  $f$  prostřednictvím funkce  $g$ . Je-li gamma menší než 1, mapování resp. průběh křivky postupuje směrem vyšší resp. jasnější výstupní hodnoty, zatímco je-li gamma větší než 1, průběh křivky postupuje směrem nižší resp. tmavší výstupní hodnoty obrazové funkce  $f$ , viz Obr. 5.1 níže.

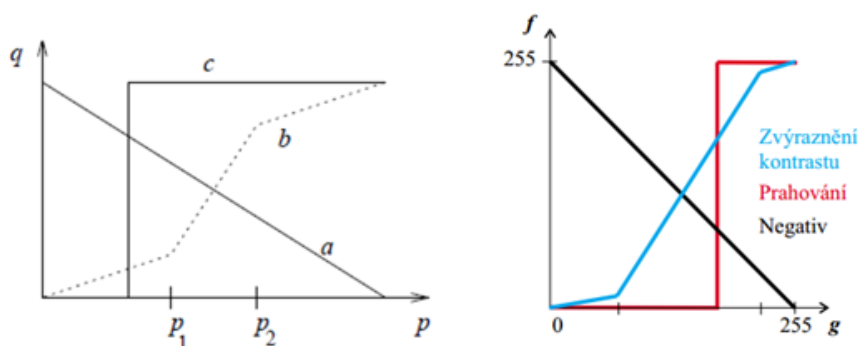


**Obr. 5.1** Použití parametru gamma, mapování intenzit hodnot obrazové funkce  $f$  (převzato z [10]).

Při samotné transformaci hodnot jasu nedochází k rozpoznávání a interpretaci objektů. Transformace jasové stupnice, jejíž obvyklé operace (negativ, zvýšení kontrastu a prahování) jsou znázorněny na obrázku (Obr. 5.2) níže, nezávisí na poloze v obraze, je tedy stejná pro všechny pixely obrazu a je dána následujícím vztahem

$$q = T(p), \quad (5.1)$$

kdy transformací  $T$  výchozí stupnice jasu  $p = \langle p_0, p_k \rangle$  získáme novou stupnici  $q = \langle q_0, q_k \rangle$ .

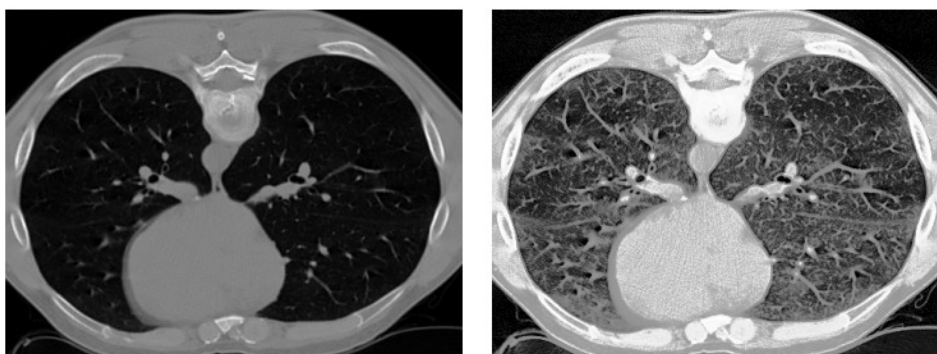


**Obr. 5.2** Transformace jasové stupnice: (a) negativ, (b) **zvětšení kontrastu** mezi jasy  $p_1$  a  $p_2$ , (c) **prahování**, jehož výsledkem je obrázek obsahující jen černou a bílou (převzato z [10]).

Pro automatickou analýzu obrazu nemají transformace jasové stupnice žádný význam, ba naopak mohou dokonce vést ke ztrátě informace. Transformace jasové stupnice se mimo jiné využívají také zejména pro snadnější interpretaci vizualizovaného obrazu a to např. při zvýšení kontrastu původně nekонтastního mamografického resp. rentgenového obrazu.

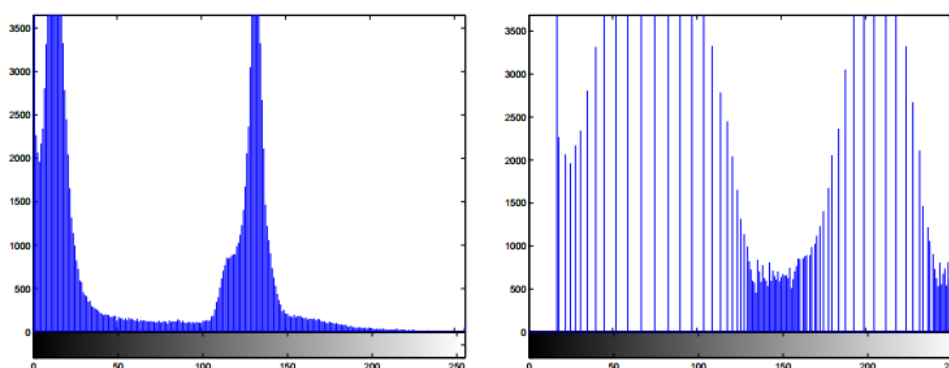
Digitální monochromatické obrazy obsahují obvykle 256 jasových úrovní reprezentovaných v osmi bitech. Pro zvýšení kontrastu u takových obrazů se využívá tzv. **ekvalizace** (vyrovnání) **histogramu**. Cílem ekvalizace histogramu je zvýšit kontrast úplným využitím jasové stupnice (pro pozorovatele) a jasové obraz normalizovat (např. pro automatické srovnávání). Histogram sám o sobě reprezentuje rozdělení jasových úrovní v digitálním obraze, kdy hodnota každé jeho složky udává četnost bodů (pixelů) příslušného jasu v obraze. Po transformaci jasové stupnice získáme vyrovnaný histogram obrazu, ve kterém jsou jednotlivé jasové úrovně reprezentovány ideálně stejnou četností, viz *Obr. 5.3* níže.

[5] [10] [14]



**Obr. 5.3** Zvýšení kontrastu po Ekvalizaci histogramu. *Vlevo* původní snímek, *vpravo* snímek po zvýšení kontrastu (převzato z [10]).

Pro porovnání je na obrázku (*Obr. 5.4*) níže zobrazen vlevo histogram původního obrazu a vpravo histogram po ekvalizaci. Je zřejmé, že prostřednictvím ekvalizace histogramu dojde k reálnému zvýšení kontrastu pro úrovně jasu poblíž maxima histogramu a naopak snížení kontrastu poblíž minima histogramu, viz obrázek.



**Obr. 5.4** Ekvalizace histogramu. *Vlevo* histogram původního obrazu, *vpravo* histogram po ekvalizaci obrazu (převzato z [10]).



## 5.2 Segmentace a Prahování

### 5.2.1 Segmentace

Segmentace patří mezi základní metody analýzy obrazu, obvykle se definuje jako rozdělení obrazu na nepřekrývající se oblasti, které mají souvislost s věcným obsahem ve scéně (např. hranice jednotlivých objektů apod.). Výsledkem segmentace je opět obraz stejných rozměrů jako originální původní obraz, ve kterém jsou jednotlivé oblasti patřičně vyznačeny.

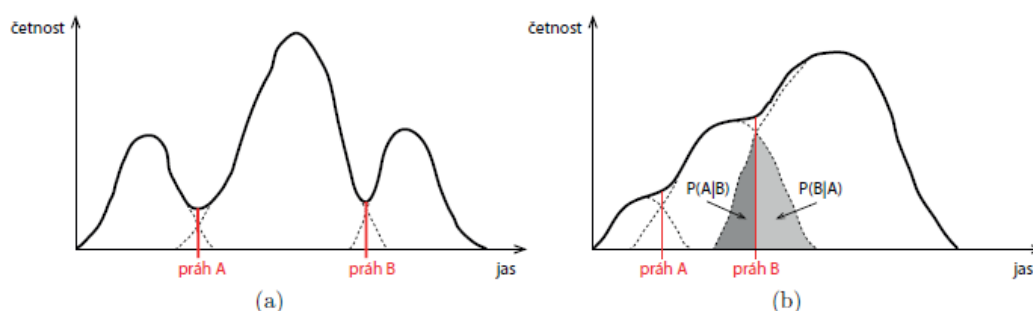
Segmentační algoritmy je možné rozdělit do několika oblastí. Do kategorie segmentací dle homogenity oblastí spadá prahování, zatímco metody dělení a slučování oblastí a narůstání oblastí odpovídají regionově orientovaným segmentacím. Do hranově orientovaných přístupů se řadí Houghova transformace a poslední tzv. metoda rozvodí je na pomezí regionově a hranově orientovaných technik.

[9]

### 5.2.2 Prahování

Prahování patří mezi nejjednodušší segmentační techniky a to jak z hlediska principu metody tak i implementace. Je závislé na počtu bitů daného obrázku. Pro každou třídu požadovaného parametru (např. jasu) je nutné stanovit jedinečný interval hodnot, který se nesmí překrývat s ostatními intervaly. Stanovení mezí resp. prahů je základním problémem celé této metody, využívá se proto histogramu. Graficky zobrazuje distribuci požadovaného parametru pomocí sloupcového grafu se sloupci stejné šířky, vyjadřující šířku daných intervalů (tříd), přičemž výška sloupců vyjadřuje četnost sledovaného parametru v daném intervalu, viz Obr. 5.5 níže. Obvykle se intervaly dělí v sedlech histogramů.

[9] [18]



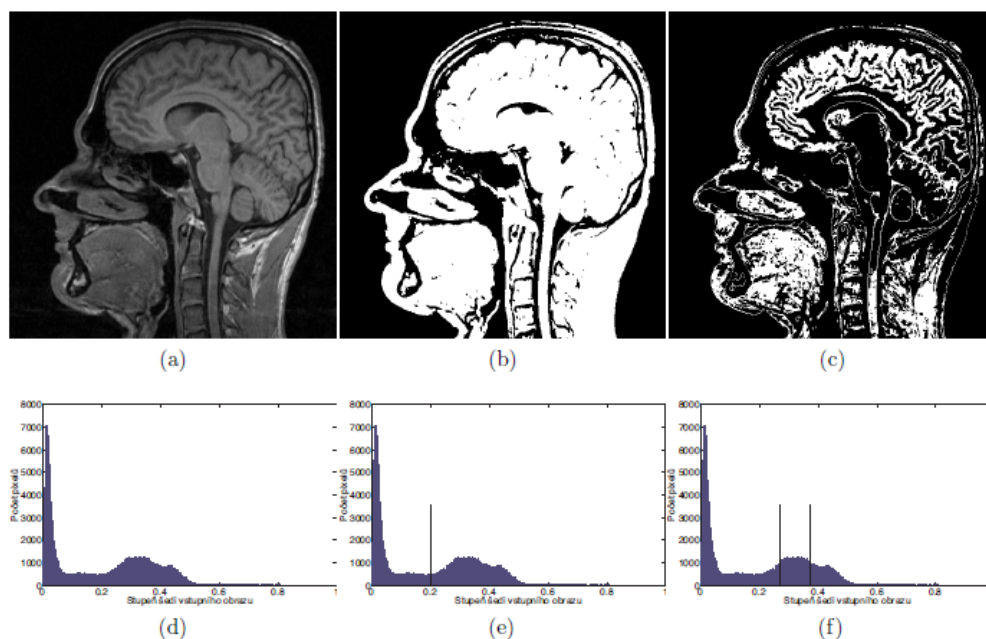
**Obr. 5.5** Stanovení vhodné hodnoty prahu: **a)** správná věrohodná volba, **b)** problematická volba (převzato z [9]).

#### Druhy prahování:

**Základní** potažmo **prosté prahování** spočívá ve volbě jednoho prahu, což vede ke vzniku tzv. binárního obrazu na výstupu. Hodnoty pixelů pod daným prahem se transformují na nulu, zatímco nadprahové hodnoty na jedničku.



**Dvojité prahování** spočívá ve využití dvou hodnot prahů. Výsledkem může být buďto šedotónový nebo binární obraz, který vznikne ve chvíli, kdy bude daným pixelům spadajícím do intervalu mezi danými prahy přiřazena hodnota jedna a ostatním hodnota nula (popřípadě obráceně). Zatímco šedotónový výstupní obraz vznikne za podmínky, že hodnoty pixelů z intervalu mezi dvěma prahy budou upraveny na nulu či jedničku a hodnoty pixelů mimo tento interval zůstanou zachovány.



**Obr. 5.6** Základní (prosté) a dvojité prahování: **a)** originální (původní) obraz, **b)** prosté prahování, **c)** dvojité prahování s binárním výstupem, **d)** histogram originálního obrazu, **e)** histogram originálního obrazu s vyznačením prahu, se kterým byl prahován obraz (b), **f)** histogram originálního obrazu s vyznačením prahu, se kterým byl prahován obraz (c) (převzato z [9]).

## 5.3 Filtrace, Detekce hran

Klasický filtr si lze představit jako blok pro zpracování obrazu, na jehož vstupu i výstupu je dvourozměrný signál resp. obraz. Základní rozdělení filtrů je na filtry lineární a nelineární. Lineárními filtry lze zpracovávat obraz buďto v prostorové, nebo frekvenční oblasti.

### 5.3.1 Lineární filtrace ve frekvenční oblasti

Základem lineární filtrace ve frekvenční oblasti je operace zvaná konvoluce, která je symbolicky uvedena níže vzorcem

$$f(x, y) * h(x, y) \Leftrightarrow H(u, v)F(u, v) \quad (5.2)$$

naopak,

$$f(x, y)h(x, y) \Leftrightarrow H(u, v) * F(u, v),$$

kde  $f(x, y)$  označuje parametry vstupního obrázku, zatímco  $h(u, v)$  označuje filtrační resp. konvoluční masku.

Symbol „\*“ označuje operaci konvoluce dvou funkcí, výrazy na straně dvojité šipky ( $\Leftrightarrow$ ) označují pár signálů ve Fourierově transformaci. Funkce  $H(u, v)$  se nazývá přenosovou filtrační funkcí, která násobí obě reálné a imaginární složky funkce  $F(u, v)$ , jež je výsledkem FFT, viz rovnice (5.2) uvedená výše. Hlavní myšlenkou filtrace ve frekvenční oblasti je správný výběr této přenosové funkce, která upraví funkci  $F(u, v)$  stanoveným způsobem – FFT.

Filtrace ve frekvenční oblasti funguje na principu převodu původního obrazu lineární integrální transformací do frekvenční oblasti, kde se obraz filtruje a výsledek filtrace se převede zpět na obraz pomocí inverzní lineární integrální transformace. Filtrace se využívá v řadě úloh, jako je vyhlazování snímku, zvýraznění a detekce hran, úprava výsledků klasifikace apod.

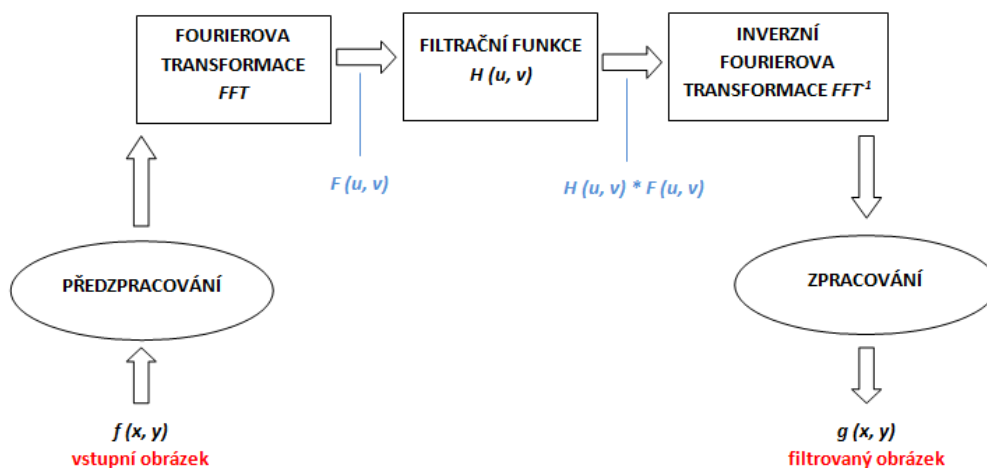
Použití frekvenční oblasti je založeno na Fourierově teorému, podle něhož každá funkce  $f(x)$  může být rozložena na součet kosinusových a sinusových harmonických funkcí, viz vzorec níže, podobně dále pak pro funkci sinus.

$$A \cdot \cos(2\pi nx), \quad (5.3)$$

kde  $A$  je amplituda harmonické funkce,  $n$  je její frekvence (resp. převrácená hodnota periody).

Filtrace ve frekvenční oblasti se skládá ze tří etap, viz schéma na obrázku (Obr. 5.7) níže:

1. Obraz se nejdříve prostřednictvím Fourierovy transformace (FFT) převede do frekvenční oblasti, rozloží se na harmonické funkce a vznikne frekvenční spektrum.
2. Ve frekvenční oblasti se toto spektrum obrazu násobí vhodnou funkcí nazývanou filtr, což má za následek lokální zvýšení či snížení amplitud příslušných harmonických funkcí, vznikne zfiltrované spektrum.
3. Toto zfiltrované spektrum se inverzní Fourierovou transformací ( $FFT^{-1}$ ) převede zpět do prostorové oblasti, vznikne filtrovaný obraz.



**Obr. 5.7** Filtrace ve frekvenční oblasti - jednotlivé etapy (upraveno dle [11]).

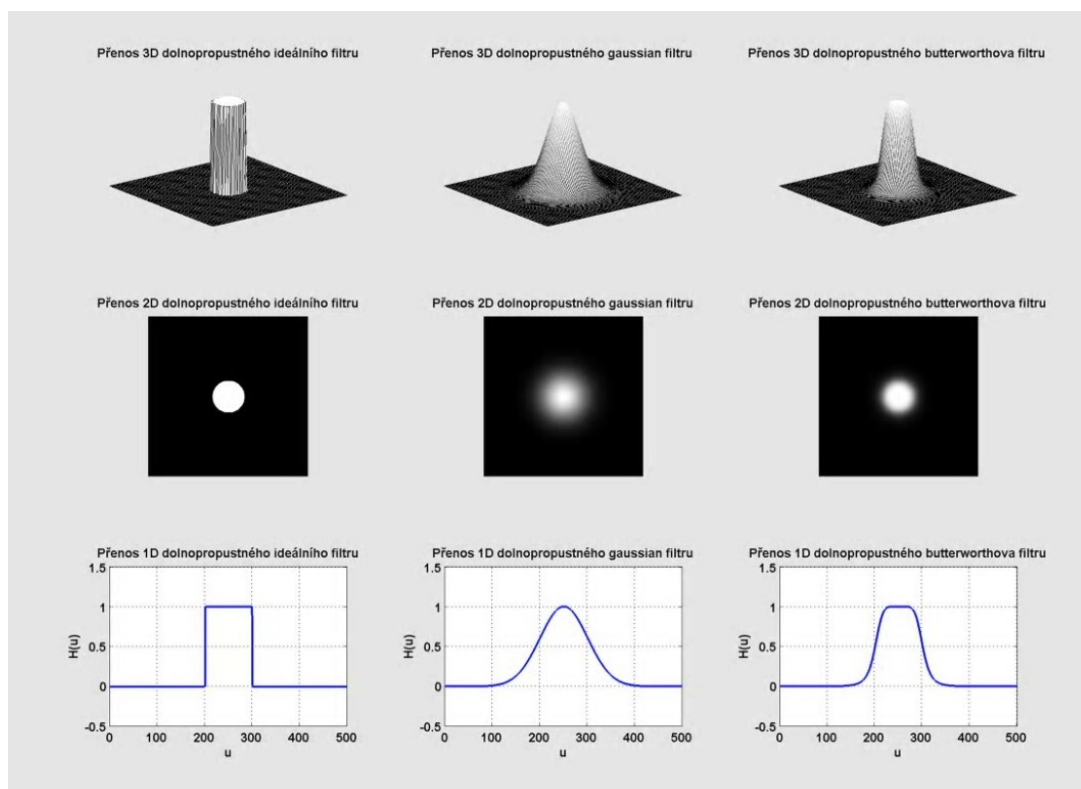
### Filtry ve frekvenční oblasti:

Filtr typu **dolní propust (DP)** propustí pouze frekvence nízké, zatímco vysoké frekvence potlačí. Je ekvivalentní filtrací průměrováním v prostorové oblasti. Rozmazává ostré hrany, které jsou reprezentovány vysokými frekvencemi.

DP filtry využívající se k filtraci ve frekvenční oblasti jsou tzv. vyhlazovací filtry a jedná se o filtr Ideální, Gaussian a Butterworth, lišící se předpisem jejich přenosové funkce a tvarem přenosové charakteristiky, viz *Obr. 5.8* a *Tabulka 1* níže. Kde  $n$  je řád filtru a  $D_0$  je mezní frekvence daného filtru.

**Tabulka 1** Přenosové funkce  $H(u, v)$  DP filtrů ve frekvenční oblasti.

<i>DP filtr (tvar)</i>	<i>Přenosová funkce filtrů <math>H(u, v)</math></i>
Ideální (ILPF) filtr	$H(u, v) = \begin{cases} 1, & \text{jestliže } D(u, v) \leq D_0 \\ 0, & \text{jestliže } D(u, v) \geq D_0 \end{cases}$
Butterworth (BLPF) filtr	$H(u, v) = \frac{1}{1 + [D(u, v)/D_0]^{2n}}$
Gaussian (GLPF) filtr	$H(u, v) = e^{-D^2(u, v)/2D_0^2}$



**Obr. 5.8** Přenosové charakteristiky jednotlivých DP filtrů (1D, 2D, 3D).

Filtr typu **horní propust (HP)** se vyznačuje malým zesílením blízko počátku a velkým zesílením v oblasti s vysokými frekvencemi, které se nacházejí dále od počátku. Z čehož vyplývá, že filtr typu horní propust zvýrazní hrany v obraze.

Filtr typu **pásmová propust (PP)** se vyznačuje propustností filtrace jen v určitém pásmu, propouští tedy signál jen určitých frekvencí, zatímco filtr typu **pásmová zádrž (PZ)** naopak nepropouští signál určitých frekvencí.

Lineární filtrace prostřednictvím integrální transformace se tedy hojně využívá především k potlačení šumu, zvýraznění hran a k odstranění strukturovaného šumu, který lze snadno odlišit ve frekvenčním spektru od signálu.

### 5.3.2 Lineární filtrace v prostorové oblasti

Filtrace v prostorové oblasti se zabývá zpracováním obrazu jako lineární kombinaci vstupního obrazu s koeficienty daného filtru, které mají většinou menší definiční obor než samotný obraz (tzv. lokální filtry). Základním matematickým nástrojem lineární filtrace je konvoluce potažmo diskrétní 2D konvoluce.

Jedná se o metodu filtrace obrazu, při které se každý bod obrazu „zprůměruje“ se svými okolními body a takto vzniklá hodnota se uloží zpět do výchozího bodu. Tím se v každém bodě obrazu sníží statistické fluktuace, které jsou dány odmocninou z nashromádaného počtu impulsů - vzniká tak vyhlazený obraz. Při této proceduře se obsahy jednotlivých elementů obrazu násobí váhovými koeficienty, přičemž výchozí centrální bod má nejvyšší váhu, váha okolních bodů se snižuje podle jejich vzdálenosti od centrálního bodu. Všechny hodnoty se poté sčítají, výsledek se dělí součtem jednotlivých vah a uloží se zpět do výchozího centrálního bodu. Váhovou matici zprůměrování pak nazýváme filtr.

#### Princip metody:

K výpočtu nové hodnoty pixelu využívá tato metoda malé okolí reprezentativního pixelu, který je právě zpracováván. Kolem reprezentativního bodu je systematicky (např. po řádcích) zkoumáno malé okolí ve formě malého obdélníku, výsledek této analýzy je zapsán jako hodnota reprezentativního pixelu do výstupního obrazu. Hodnota ve výstupním obraze  $g(x, y)$  se vypočítá jako lineární kombinace hodnot vstupního obrazu  $f$  v malém okolí reprezentativního pixelu  $(x, y)$ . Vztah pro výpočet hodnoty ve výstupním obraze vychází z rovnice (5.4) a popisuje diskrétní konvoluci s jádrem  $h$ , kterému se říká **konvoluční maska**. Konvoluční lokální operace (filtry) jsou použitelné pro vyhlazování, detekci hran či čar.

$$g(x, y) = \sum_{(m,n)} \sum_{\epsilon \in 0} h(x - m, y - n) f(m, n) \quad (5.4)$$

### 5.3.3 Lokální vyhlazování obrazu

*Vyhlazování* slouží především k potlačení šumu a osamocených výkyvů hodnot obrazové funkce.

#### 5.3.3.1 Lineární metody vyhlazování

Lineární metody vyhlazování spočívají ve výpočtu nové hodnoty reprezentativního pixelu jako lineární kombinaci hodnot ve zkoumaném okolí, která lze pro digitální snímky vyjádřit diskrétní konvolucí, viz rovnice (5.2). Příslušná konvoluční maska  $h$  udává váhu jednotlivých

filtrů v lineární kombinaci, která je různá pro jednotlivé lineární filtry. Ve zpracování obrazu se používá zvláštní třída lineárních filtrů, říká se jim *prostorově invariantní filtry* (homogenní filtry), jelikož se jejich chování v závislosti na změně polohy v obrázku nemění.

Mezi základní metody vyhlazování patří **metoda obyčejného průměrování** – jedná se o metodu, která přiřadí každému bodu nový jas, který je aritmetickým průměrem původních jasů ve zvoleném okolí. Konvoluční maska  $h$  pro okolí 3x3 je

$$h = \frac{1}{9} \cdot \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.5)$$

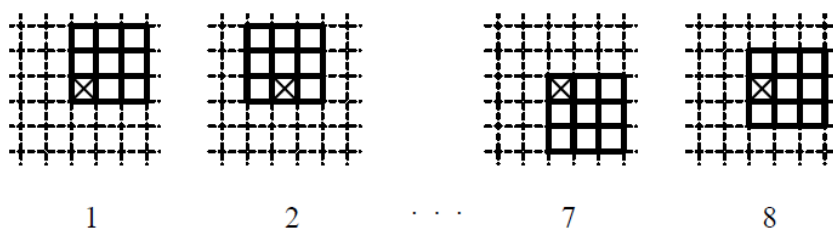
Je také možné zvětšit váhu středového bodu masky nebo jeho čtyř sousedů, kdy tyto masky pro okolí 3x3 mohou být

$$h_1 = \frac{1}{10} \cdot \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 2 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}, \quad h_2 = \frac{1}{16} \cdot \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.6)$$

### 5.3.3.2 Nelineární metody vyhlazování

Nelineární filtrační metody slouží k částečné eliminaci rozmazávání hran. Společným principem je to, že se v analyzované okolí snaží najít jen tu jeho část (jedná se o oblast s konstantním jasnem), do které reprezentativní bod patří. Jen pixely této oblasti se využijí pro hledání jasové hodnoty, která bude reprezentovat celé okolí ve výstupním obrázku. Hledáme reprezentanta jen uvnitř objektu, proto tedy nelineární operace neboli výběr.

Příkladem nelineární metody vyhlazování je **metoda rotující masky**, která filtruje jen ve vybraném okolí. Tato metoda je zobrazena na obrázku (Obr. 5.9) níže. Kolem reprezentativního bodu rotuje malá maska, kterou je čtverec o velikosti 3x3 s osmi možnými polohami rotace, kdy v každé z poloh masky se spočte rozptyl daných jasů. Maska s nejmenším rozptylem jasů je poté považována za homogenní okolí reprezentativního bodu, ve kterém se vypočítá např. aritmetický průměr, čímž se stanoví nová hodnota reprezentativního bodu. Metoda nerozmazává hrany obrazu, má dokonce mírně ostřicí charakter.

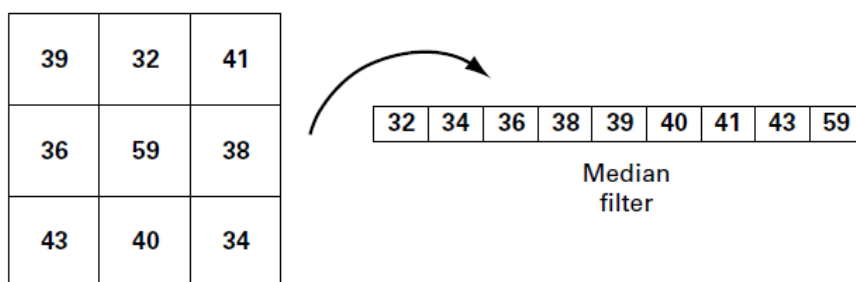


**Obr. 5.9** Osm možných poloh rotující masky, křížek označuje reprezentativní pixel. Je možné volit také jiný typ masky (převzato z [10]).

Při opakovaném použití rotující masky se proces poměrně rychle ustaluje, obraz se již nemění a to závisí převážně na tvaru a velikosti masky. S menší maskou je potřeba více iterací resp. opakované procesu, neboť dochází k nepatrným změnám.

Další nelineární filtry mají původ v robustní statistice, která hledá vychýlené hodnoty z náhodného výběru, tyto hodnoty vyloučí z výběru a zbylé hodnoty nahradí nějakou typickou hodnotou. Při zpracování diskrétního obrazu se k tomu využívá medián  $M$ , který se určí jako prostřední hodnota ze vzestupně uspořádaných hodnot jasu z lokálního okolí. Pro snadnější určení prostředního prvku se využívají posloupnosti s lichým počtem prvků. **Metoda filtrace mediánem** tedy stanoví jas výsledného bodu, čímž redukuje stupeň rozmazání hran a zároveň tak dobře potlačí impulsní šum. Nevýhodou této metody je však porušení tenkých čar a ostrých rohů v obraze u obdélníkového okolí.

[5] [10]



**Obr. 5.10** Metoda filtrace mediánem se vzestupně uspořádanými hodnotami jasu z lokálního okolí 3x3. Nová hodnota reprezentativního bodu je 39 (převzato z [10]).

### 5.3.4 Detekce hran

Detekci hran se jinak také říká gradientní operátory, které jsou ekvivalentem hornofrekvenčních propustí, zatímco vyhlazování je ekvivalentním dolnofrekvenčním propustem. Metoda detekce hran je založena na odhadu derivace obrazové funkce pomocí hodnot nacházejících se v okolí reprezentativního pixelu.

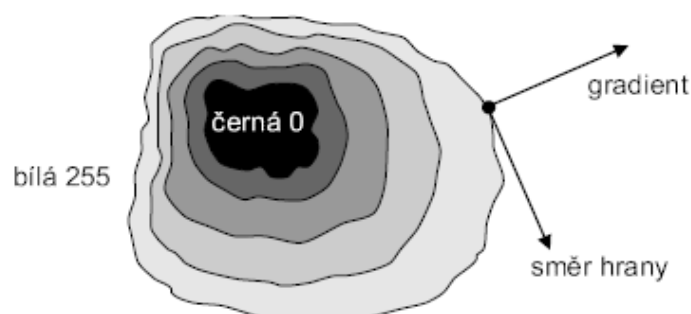
Hranami se rozumí místa v obraze, kde se náhle mění hodnota jasu, neboli hodnota obrazové funkce  $f(x, y)$ . Parciální derivace slouží ke studiu změn funkce dvou proměnných, kdy samotnou změnu funkce udává její gradient resp. vektorová veličina  $\nabla$  určující směr největšího růstu funkce (gradientu) a strmost tohoto růstu (velikost neboli modul gradientu). Hrany jsou pixely s velkým modulem gradientu.

Velikost gradientu  $|\nabla f(x, y)|$  pro spojitou obrazovou funkci je dána následujícím vztahem

$$|\nabla f(x, y)| = \sqrt{\left(\frac{\partial f}{\partial x}\right)^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial y}\right)^2} \quad (5.7)$$

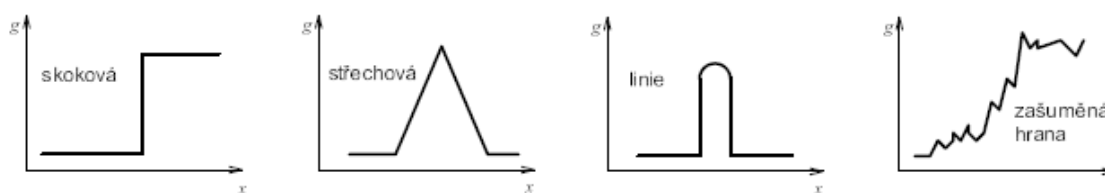
Laplacián  $\nabla^2$  vychází z druhých parciálních derivací a využívá se pro ty místa v obraze, kde se jas prudce mění (oblast výraznějších hran). Nezáleží zde na směrových vlastnostech hran.

Je možné definovat hranice objektů a to v případě, že objektu odpovídá oblast homogenního jasu. Body hranice jsou pixely s vysokou hodnotou gradientu, které se spojují do hranic. Směr hrany  $\Phi$  je kolmý na směr gradientu  $\Psi$ , viz Obr. 5.11.



**Obr. 5.11** Směr hrany  $\Phi$  kolmý na směr gradientu  $\Psi$  (převzato z [5]).

Hrany lze dobře třídit podle jednorozměrného jasového profilu ve směru gradientu v daném pixelu. Typické příklady jednotlivých jasových profilů jsou uvedeny na obrázku (Obr. 5.12). První tři profily tj. skoková hrana, střešková hrana a tenká linie jsou idealizované, zatímco poslední profil odpovídající zašuměné hraně lze najít v reálném obrázku.



**Obr. 5.12** Jasové profily nejběžnějších hran (převzato z [14]).

Gradientní operátory lze využít také k **ostření obrazu** – jedná se o metodu využívající gradientní operátory ke zdůraznění vysokých frekvencí. Upravuje obraz tak, aby v něm byly strmější hrany. Pro obraz  $f$ , který je výsledkem ostření obrazu  $g$ , lze napsat rovnici

$$f(x, y) = g(x, y) - C \cdot S(x, y), \quad (5.8)$$

kde  $C$  udává sílu ostření (kladný součinitel) a  $S(i, j)$  je operátor udávající strmost změny obrazové funkce v příslušném bodě, daný modulem gradientu nebo Laplaciánem.

Ostření obrazu se využívá především pro dosažení většího kontrastu obrazu na display nebo při tisku. K ostření obrazu se využívají tzv. **ostřicí filtry**, které jsou využívány i v diplomové práci.

#### Princip ostřicího filtru:

- původní obraz je filtrován průměrovým filtrem, který potlačí linie a hrany,
- takto vyhlazený obraz je odečten od obrazu originálního, čímž obdržíme obraz, v němž je obsažena a zachována vysokofrekvenční informace o hranách a liniích,
- tento obraz je poté přičten k obrazu původnímu, čímž obdržíme výsledek, ve kterém jsou hrany a linie „ostřejší“ ohraničeny vůči okolí.

#### 5.3.4.1 Jednoduché konvoluční masky aproximující derivace obrazové funkce

Nyní následuje výčet několika konvolučních masek, které nahrazují derivace obrazové funkce a jsou využity v diplomové práci. Jedná se o operátory vyjádřeny v podobě masek pro konvoluci ze *vztahu* (5.2), které jsou vyjádřeny prostřednictvím příslušného konvolučního jádra  $h$ . Počet jader se určuje dle toho, kolik směrů operátor rozlišuje.

**Robertsův operátor** - nejstarší operátor, který využívá okolí  $2 \times 2$  reprezentativního pixelu. Jeho konvoluční masky jsou dány rovnicí níže, zatímco velikost gradientu se počítá dle *vztahu* (5.10).

$$h_1 = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -1 \end{bmatrix}, \quad h_2 = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ -1 & 0 \end{bmatrix} \quad (5.9)$$

$$|g(x, y) - g(x + 1, y + 1)| + |g(x, y + 1) - g(x + 1, y)| \quad (5.10)$$

Nevýhodou tohoto operátoru je velká citlivost na šum, neboť využívá malé okolí pro aproximaci.

**Laplaceův operátor** - Laplaceův gradientní operátor  $\nabla^2$  aproximuje druhou derivaci, udává jen velikost hrany ne její směr. Používaná konvoluční jádra pro čtyři sousedství a osm sousedství v okolí  $3 \times 3$  je následující, kde číslo 128 slouží k posunutí hodnot jasu pixelů.

$$h_1 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & -4 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}, \quad h_2 = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & -8 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.11)$$

$$h_3 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & -4 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} + 128$$

Je také možnost použít Laplaceův operátor s větší vahou pixelů nacházejících se blíže reprezentativnímu bodu masky, ale za cenu ztráty invariantnosti vůči otočení. Velikost gradientu se počítá dle následujícího vztahu

$$\nabla^2 g(x, y) = \frac{\partial^2 g(x, y)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 g(x, y)}{\partial y^2} \quad (5.12)$$

Tento operátor se však vyznačuje nevýhodou velké citlivosti na šum, neboť se snaží primitivními prostředky aproximovat druhou derivaci. Na hranách odpovídajících tenkým liniím vznikají dvojité odezvy.



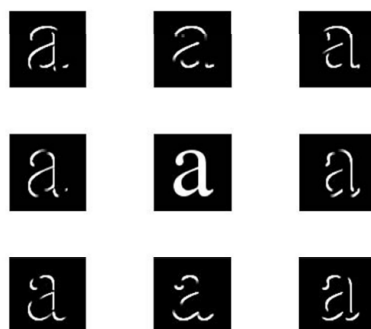
**Obr. 5.13** Použití konvoluční masky  $h_3$ , operátor Laplaceův (převzato z [10]).



**Operátor Prewittové** - stejně jako další dále uvedené operátory aproximuje první derivaci, kdy je gradient odhadován v okolí 3x3 pro osm různých směrů. Vybírá se ta maska, která odpovídá největšímu modulu gradientu. Níže jsou uvedeny tři konvoluční masky pro okolí 3x3.

$$h_1 = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}, h_2 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & -1 & 0 \end{bmatrix}, h_3 = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.13)$$

Větší matice s vyšším rozlišením může sloužit k vytváření reliéfů v různých směrech, viz *Obr. 5.14* níže.



**Obr. 5.14** Použití operátoru Prewittové, vytvoření reliéfů v různých směrech (převzato z [10]).

**Sobelův operátor** - využívá se zejména pro detekci vodorovných a svislých hran, k čemuž postačí použít konvoluční masky  $h_1$  a  $h_3$ , uvedené níže.

$$h_1 = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix}, h_2 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \\ -2 & -1 & 0 \end{bmatrix}, h_3 = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.14)$$

#### 5.3.4.2 Hrany jako průchody nulou druhé derivace obrazové funkce

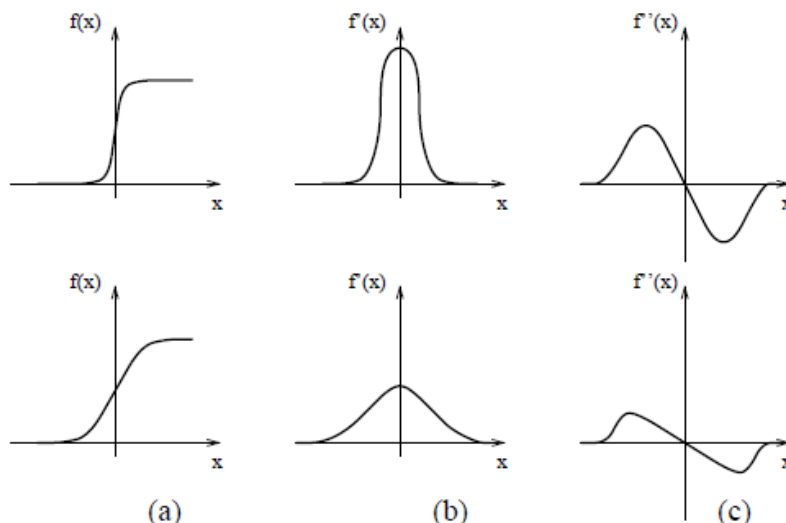
Nevýhodou operátorů uvedených výše je vysoká citlivost na šum a vysoká závislost jejich chování na konkrétním obrázku, neboť aproximují derivaci diferencemi v malém okolí. Velikost masky musí odpovídat velikosti detailů v daném obraze. Jednorozměrný (1D) profil ilustrující polohu skokové hrany v místě průchodu druhé derivace obrazové funkce nulovou osou je znázorněn na obrázku (*Obr. 5.15*), umístěném níže.

Existuje metoda, která řeší nedostatky předchozích metod operátorů, jejímž základem je hledání polohy hrany v obraze v místě průchodu druhé derivace obrazové funkce nulou. První derivace obrazové funkce nabývá svého maxima v místě hrany, druhá derivace protíná v místě hrany nulovou hodnotu. Hledání polohy hrany v místě průchodu nulou je díky strmosti přechodu spolehlivější, než u plochého maxima první derivace.

Využívá se lineárního filtru, jehož koeficienty v konvoluční masce odpovídají 2D gaussovskému rozložení dle *vzorce (5.15)*. Využitím konvoluce obrazu s vyhlazujícím filtrem (lineární filtr) určíme robustnost resp. přesnost výpočtu druhé derivace.

$$G(x, y) = e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}}, \quad (5.15)$$

kde  $x, y$  jsou souřadnice v obraze a  $\sigma$  je středně – kvadratická odchylka udávající svým jediným parametrem velikost okolí, na které daný filtr reaguje. Při filtraci mají větší váhu pixely ležící blíže středu, naopak pixely vzdálenější více než  $3\sigma$  jsou zanedbatelné.



**Obr. 5.15** 1D profil ilustrující polohu skokové hrany v místě průchodu druhé derivace obrazové funkce nulovou osou (převzato z [10]).

Naším cílem je získat druhou derivaci a to prostřednictvím následujících operátorů potažmo hranových detektorů:

**LoG operátor** (Laplacián of Gaussian) – cílem tohoto operátoru je získat druhou derivaci obrazové funkce. Využitím filtrace Gaussianem dojde k rozmazání obrazové funkce ( $G(x, y, \sigma) * f(x, y)$ ), poté je možné vytvořit odhad druhé derivace pomocí všesměrového Laplaciánu  $\nabla^2$ . Výsledek tohoto postupu je možné zapsat dvojím způsobem, kdy je při linearitě oboru operací možné zaměnit pořadí operací derivace a konvoluce, viz *vzorec (5.16)* níže.

$$\nabla^2(G(x, y, \sigma) * f(x, y)) = (\nabla^2 G(x, y, \sigma) * f(x, y)) \quad (5.16)$$

Nevýhodou tohoto operátoru je, že příliš vyhlazuje ostré hrany, například v případě kdy se ostré rohy ztrácejí. Snaží se také spojovat ostré hrany do uzavřených křivek.

**Cannyho hranový detektor** – tento typ operátoru vychází z představy, že skokovou hranu lze vyhledat resp. detekovat filtrem, s předem definovaným chováním. Tento typ detektoru požaduje, aby nebyly významné hrany přehlédnuty a aby na ně nebyly vícenásobné odezvy. Rozdíl mezi skutečnou a nalezenou polohou hrany by měl být minimální. Na závěr by nebylo vhodné, aby detektor vícenásobně nereagoval na jednu hranu. Cannyho hranový detektor funguje na principu označení jednotlivých odezev detektoru pro nejmenší měřítko a syntéze hran pro větší měřítko určených z nich jen hypoteticky. Takto syntetizovaná odezva je

porovnává se skutečnou odezvou pro příslušné větší měřítko  $\sigma$ . Pokud jsou skutečné hrany silnější, než předpokládaná syntéza, zavedou se hrany do obrazu.

## 5.4 Fotogrammetrický systém FOTOM

Fotogrammetrií se rozumí vědní a technický obor, zabývající se měřením na fotografických snímcích a zpracováním takto získaných informací. Základem fotogrammetrie jako měřicí techniky je skutečnost, že je fotografický za určitých podmínek exaktním středovým průmětem fotografického předmětu.

Fotogrammetrický systém FOTOM je již několik let vyvíjen na katedře informatiky Fakulty elektrotechniky a informatiky Vysoké školy báňské technické univerzity v Ostravě. Systém sám o sobě umožňuje analýzu snímků a objektů různého charakteru a je realizován ve dvou variantách. První varianta je navržena pro PC, zatímco druhá varianta je určena pro webovou aplikaci.

V této práci je pro zpracování mamografických zdravotnických snímků využívána nejnovější dostupná verze modulů systému FOTOM 2008, která umožňuje snadný a rychlý způsob analýzy zájmových bodů a objektů (patologie – nádory popřípadě mikrokalcifikace) na rtg mamografických snímcích, podrobné 2D a 3D analýzy snímku případně 2D a 3D animace procesu měření.

Architektura dostupného systému FOTOM 2008 se skládá z pěti modulů. Modul Fotom1 se využívá k 2D modelování, zatímco k měření objektů na sérii snímků se využívá modul Fotom2. Fotom3 se využívá k 3D modelování na sérii snímků, zatímco modul Fotom4 slouží k 2D animaci procesu měření. Posledním modulem je modul Fotom5, který se využívá k rozpoznávání zájmových bodů a objektů.



**Obr. 5.16** Modelový příklad: Prostředí programu FOTOM 2008 – Modul Fotom1 – Měření vzdáleností mezi jednotlivými objekty.

## 6 Realizace softwaru pro zpracování mamografických snímků

Před samotným zpracováním vybraných mamografických snímků je třeba nejdříve nastudovat problematiku a specifika mamografické techniky (obecně, principu vyšetření, kvalitu snímku a jednotlivé parametry, hodnocení a správné zobrazení projekcí) popsané v prvních kapitolách této práce, a to z důvodu případné mylné diagnostiky snímku se zaměřením na nepatologické struktury ve snímku a naopak opomenutí nebo znehodnocení některých zájmových objektů či struktur.

Zpracování mamografických snímků bylo prováděno v programu MATLAB R2012a a následně v systému FOTOM 2008. V programu MATLAB bylo navrženo grafické uživatelské rozhraní, sloužící k prvotní úpravě snímku, se zaměřením se na jasovou transformaci, prahování a segmentaci, detekci a zvýraznění hran a filtraci obrazu. Cílem tohoto rozhraní je zpracovat resp. upravit mamografický snímek s patologickým nálezem (nádor, mikrokalcifikace apod.) prostřednictvím prvků (jasové transformace, filtrace, detekce hran) do takové podoby, kdy je nejvíce znatelné již zmíněné patologické ložisko. Takto upravený snímek byl dále zpracováván v systému FOTOM, ve kterém se prováděla manuální lokalizace zájmových objektů (převážně nádorová ložiska) a jejich numerické hodnocení (měření velikostí, objemů, ploch, vzdáleností) případně grafické hodnocení. V následujících podkapitolách jsou podrobněji popsány jednotlivé použité úpravy zpracování snímků v závislosti na použitém programu.

### 6.1 Technické parametry mamografického přístroje

Námi použité digitální mamografické snímky byly pořízeny na mamografickém přístroji od firmy Planmed Nuance Excel v Městské nemocnici Ostrava Fifejdy. Jedná se o přístroj, jehož parametry potřebné k dalšímu zpracování snímků v systému FOTOM jsou uvedeny níže. Přístroj je plně digitalizovaný a umožňuje archivaci snímků do databáze PACS.

Parametry přístroje:

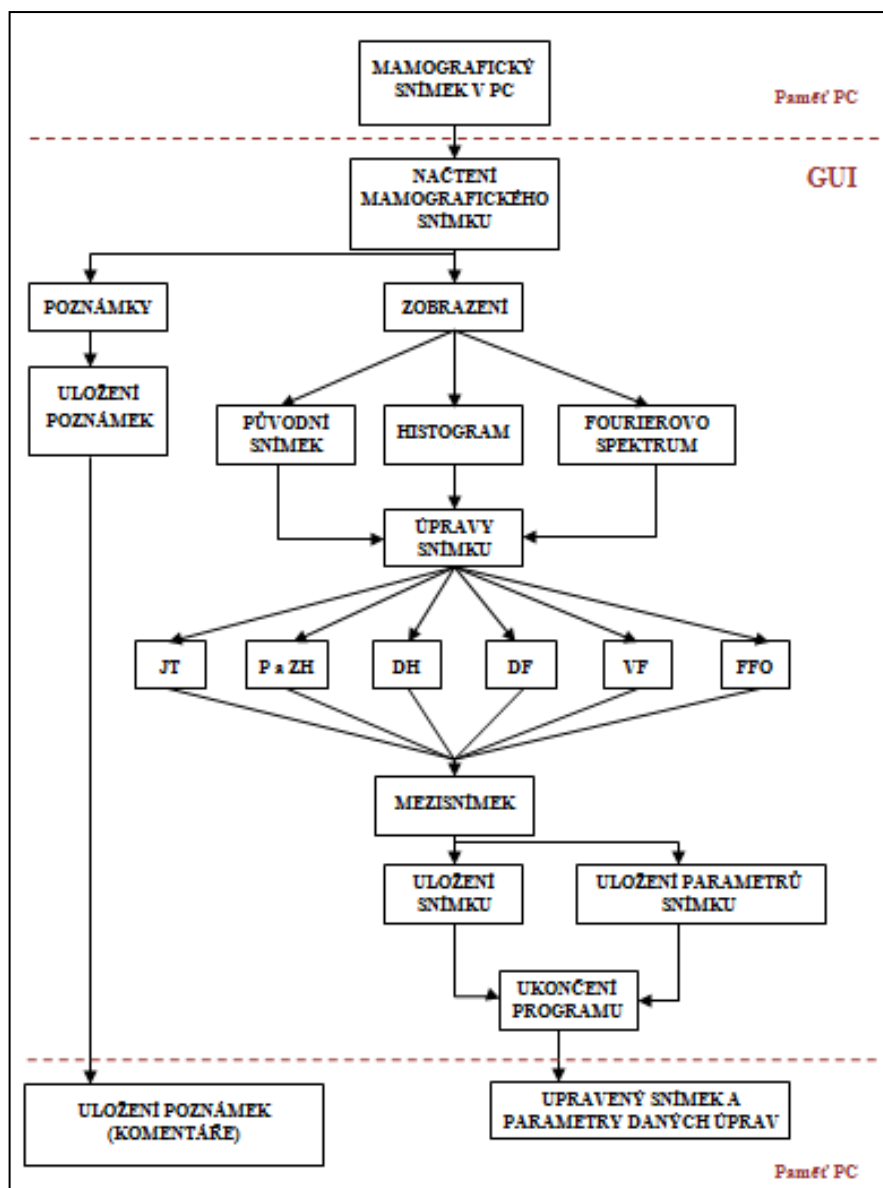
- Velikost jednoho pixelu flat panelu: 85  $\mu\text{m}$
- Rozměry detektoru: 23,9 x 30,5 cm
- Matice mamografického snímku: 2 816 x 3 584 pixelů
- Bitová hloubka: 13 bitů
- Technologie použitého detektoru:  $\alpha$  – Se (amorfní selénium)
- C rameno umožňuje rotaci až 30°

[19]

### 6.2 Zpracování mamografických snímků v programu MATLAB

Program ke zpracování resp. úpravě vybraných mamografických snímků byl navržen v grafickém uživatelském rozhraní GUI, jež je součástí vývojového prostředí MATLAB

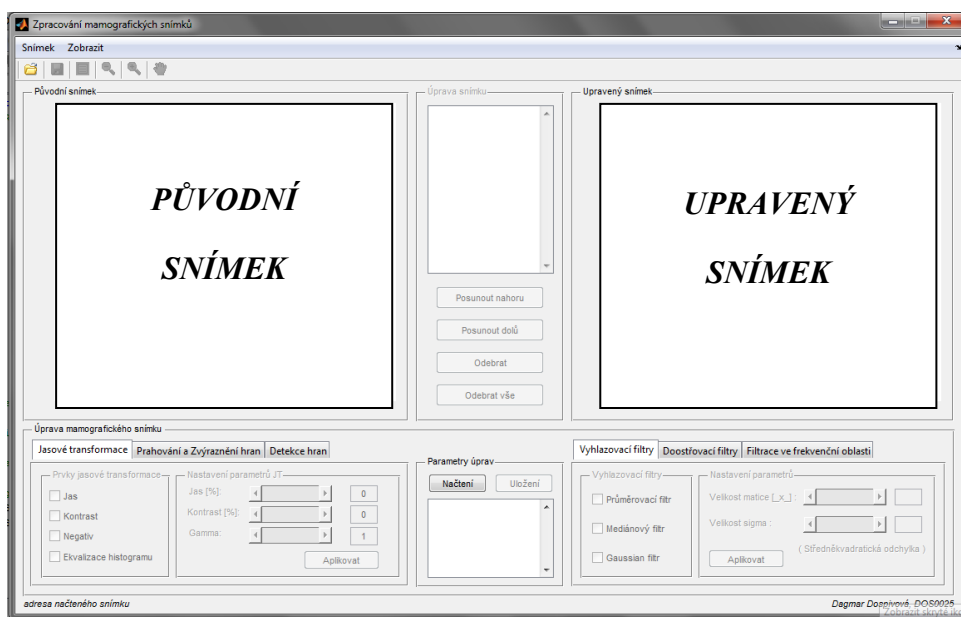
na základě algoritmu programu zobrazeném na obrázku (Obr. 6.1) níže. Jedná se o základní algoritmus vytvořeného programu, obsahujícího základní funkční bloky resp. princip systému.



**Obr. 6.1** Základní blokové schéma programu.

Funkční bloky (Obr. 6.1) vztahující se k úpravě snímku jsou uvedeny pouze ve zkratkách (JT = jasové transformace, P a ZH = prahování a zvýraznění hran, DH = detekce hran, DF = doostřovací filtry, VF = vyhlazovací filtry, FFO = filtrace ve frekvenční oblasti).

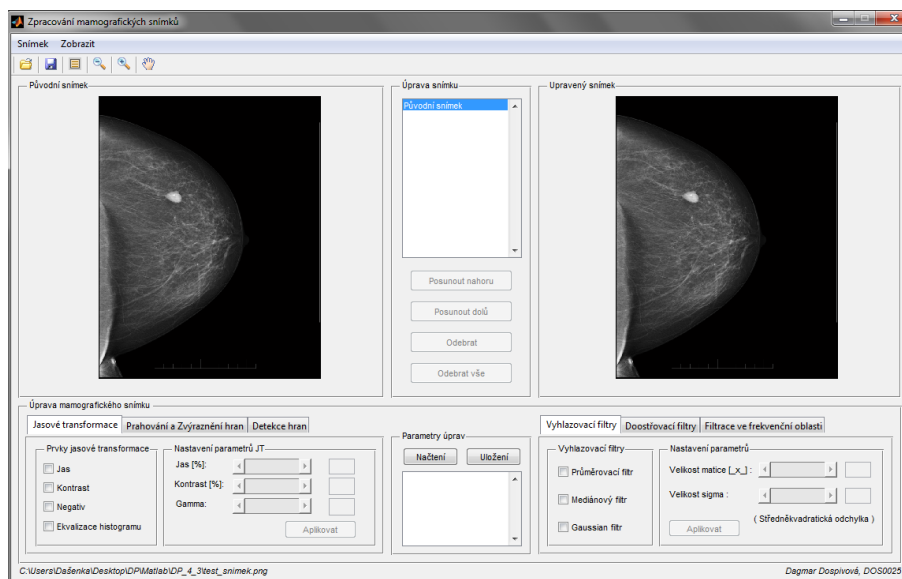
Hlavní okno vytvořeného rozhraní resp. programu je zobrazeno na obrázku (Obr. 6.2). Umožňuje uživateli přívětivé ovládání celého programu prostřednictvím ovládacích prvků z jednoho panelu na obrazovce počítače a názorné zobrazení použitých funkcí. Podrobnější popis samotné struktury, jednotlivých funkčních bloků a použitých funkcí vytvořeného programu spolu s jednotlivými algoritmy je uveden v Programátorské příručce na CD.



**Obr. 6.2** Hlavní okno programu pro zpracování mamografických snímků v programu MATLAB.

Hlavní okno programu zobrazené na obrázku se skládá z několika důležitých částí. Jedná se o prostor pro zobrazení původního načteného mamografického snímku, prostor pro zobrazení upraveného snímku, ovládacího panelu resp. panelu pro úpravu snímku, který obsahuje veškeré ovládací prvky potřebné k úpravě snímku (jasové transformace, prahování a zvýraznění hran, detekce hran, filtrace obrazu). Program dále obsahuje panel pro parametry zvolených úprav a panel nástrojů.

Po spuštění samotného programu se zobrazí hlavní okno uživatelského rozhraní viditelné na obrázku výše, všechny ovládací a funkční prvky jsou pro uživatele nedostupné. Je nutné nejdříve načíst vybraný mamografický snímek, poté se stanou všechny funkční a ovládací prvky použitelné, viz Obr. 6.3.



**Obr. 6.3** Hlavní okno programu po načtení vybraného snímku.

### 6.2.1 Panel nástrojů

Hlavní okno spuštěného programu obsahuje panel nástrojů, umístěný v horní části programu. Panel se skládá z menu Snímek, Zobrazit a z tlačítek.

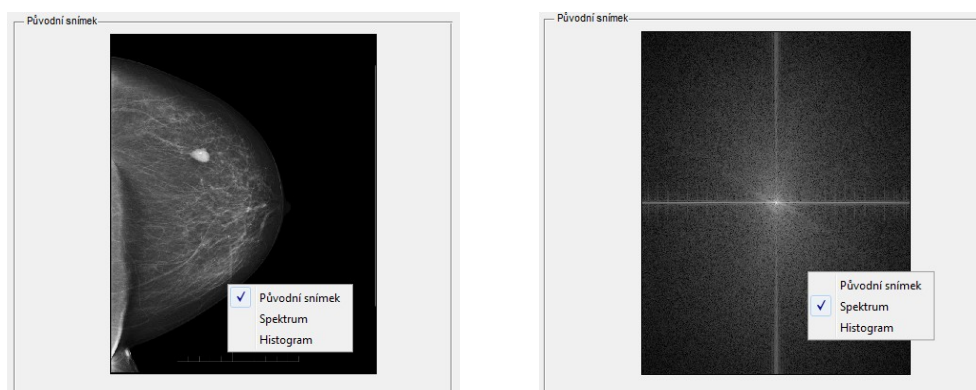
Menu Snímek nám nabízí standardní možnosti a to načtení vybraného snímku, uložení snímku a ukončení programu. Menu Zobrazit je rozděleno na menu Původní snímek a menu Upravený snímek, přičemž obě tyto nabídky obsahují stejné možnosti, jedná se o zobrazení Fourierova spektra, které znázorňuje rozložení jednotlivých frekvencí daného snímku, nebo Histogramu v prostoru původního či upraveného snímku.

Součástí panelu nástrojů jsou také tlačítka resp. ikony usnadňující a urychlující práci. Jedná se o ikonu pro otevření potažmo načtení snímku, ikonu pro uložení snímku, ikonu pro poznámky resp. komentáře, možnost použití lupy (Zoom Out, Zoom In) a ikona Pan, umožňující s přiblíženým obrázkem posouvat.

### 6.2.2 Panel původní snímek

V prostoru týkajícího se původního snímku je po celou dobu úprav vykreslen uživatelem vybraný mamografický snímek po jeho načtení, tedy původní snímek bez žádných úprav. Původním mamografickým snímek načteným do programu může být jakýkoliv snímek s příponami jpg., bmp., png., tif., gif.

Po stisknutí pravého tlačítka myši v prostoru zobrazeného původního snímku se zobrazí nabídka zobrazení původního snímku, Fourierova spektra či histogramu, jedná se o úpravy aplikované na načtený původně nezměněný snímek, které se zobrazí v prostoru původního snímku, viz obrázek níže.

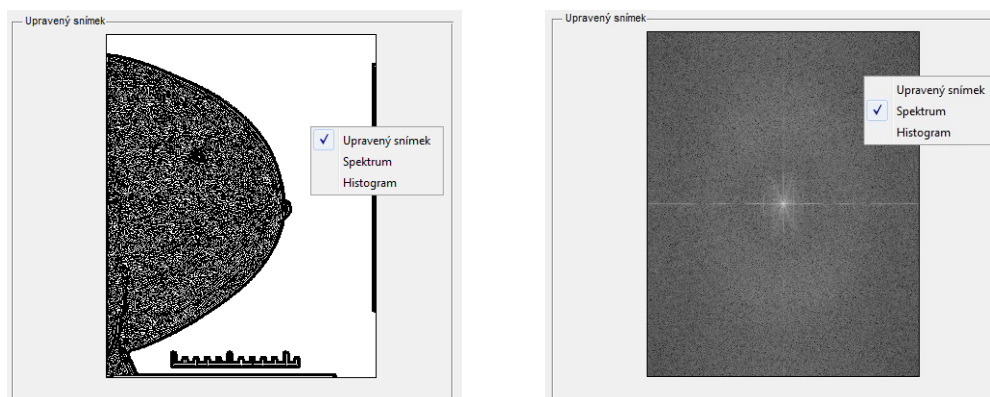


**Obr. 6.4** Panel Původní snímek, nabídka Zobrazení. *Vlevo* zobrazení původního snímku, *vpravo* zobrazení Fourierova spektra z původního snímku.

### 6.2.3 Panel upravený snímek

Prostor týkající se vykreslování upraveného snímku je totožný s prostorem pro vykreslování načteného původního snímku, s tím rozdílem, že zde se průběžně zobrazují jednotlivé snímky po aplikovaných úpravách. Umístění snímků resp. prostorů pro snímky je záměrně vedle sebe, oba snímky je možné navzájem porovnávat a zjišťovat tak rozsah a úspěšnost jednotlivých aplikovaných úprav.

Stejně jako v případě původního snímku je zde možnost nabídky zobrazení upraveného snímku, Fourierova spektra a histogramu, aplikovaných na upravený snímek (pravým stisknutím tlačítka myši), viz *Obr. 6.5*.



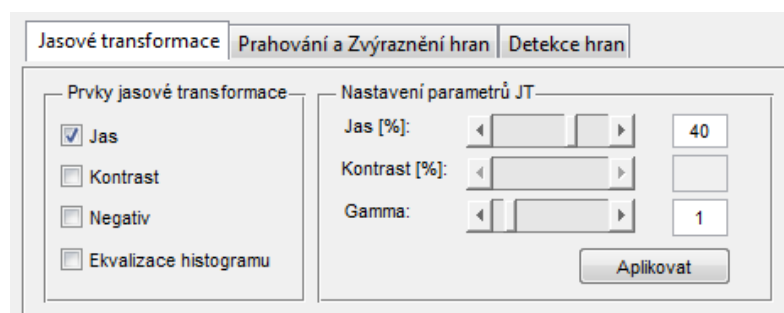
**Obr. 6.5** Panel Upravený snímek, nabídka Zobrazení. *Vlevo* zobrazení upraveného snímku, *vpravo* zobrazení Fourierova spektra z upraveného snímku.

## 6.2.4 Panel Úprava mamografického snímku

Panel úprava mamografického snímku je tzv. ovládacím hlavním panelem, který se nachází přímo pod prostorem pro zobrazení původního snímku a upraveného snímku. Obsahuje ty nejdůležitější funkční a ovládací prvky pro úpravu zobrazeného snímku. Skládá se ze tří základních částí, splňujících specifické funkce. Těmito částmi se rozumí část tvořící záložky obsahující prvky pro jasové transformace, detekci hran, prahování a zvýraznění hran, část obsahující prvky pro filtraci obrazu, jsou zde uloženy panely dle různých typů filtrů (vyhlazovací, doostřovací filtry a filtrace ve frekvenční oblasti). Poslední částí je panel obsahující prvky pro načtení a ukládání parametrů jednotlivých aplikovaných úprav.

### 6.2.4.1 Jasové transformace

Panel resp. záložka s názvem „Jasové transformace“ obsahuje prvky, sloužící k úpravě jasu, kontrastu, k vykreslení negativu a ekvalizaci histogramu. Význam jednotlivých úprav je podrobněji popsán a uveden v předcházejících kapitolách. Panel se skládá ze čtyř tlačítek prvků jasové transformace (jas, kontrast, negativ a ekvalizace histogramu) a panelu k nastavení velikostí jednotlivých prvků (většinou v %), viz *Obr. 6.6*. Popis jednotlivých tlačítek a funkčních prvků je obsažen na přiloženém CD v uživatelské příručce k programu.



**Obr. 6.6** Záložka Jasové transformace.

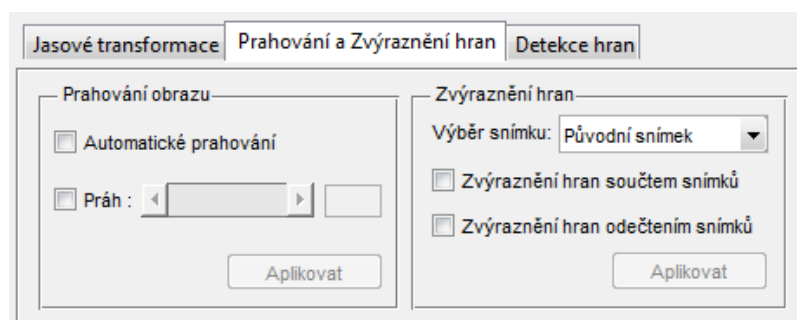


#### 6.2.4.2 Prahování a Zvýraznění hran

Panel resp. záložka s názvem „Prahování a Zvýraznění hran“ je rozdělen na dvě hlavní části. První částí se rozumí panel čistě k prahování obrazu, zatímco druhý panel slouží pouze ke zvýraznění hran. Prahování obrazu umožňuje rozdělení původního obrazu do několika oblastí, např. dle jasu či kontrastu.

Panel zvýraznění hran umožňuje zvýraznit hrany zájmových objektů na snímku prostřednictvím součtu nebo odečtení snímku a to snímku původního od námi zvoleného (rozbalovací nabídka), viz *Obr. 6.7*.

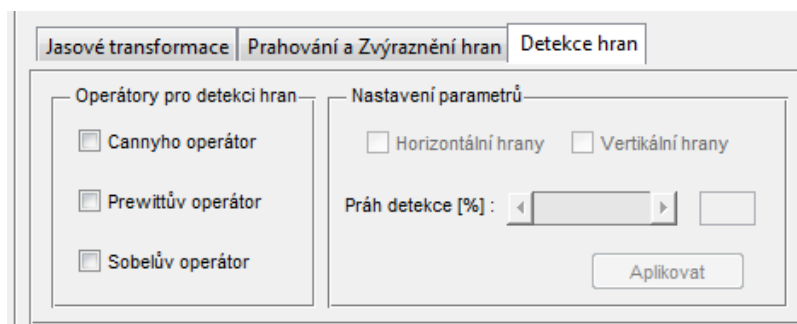
Popis jednotlivých tlačítek a funkčních prvků je obsažen na přiloženém CD v uživatelské příručce k programu.



**Obr. 6.7** Záložka Prahování a Zvýraznění hran.

#### 6.2.4.3 Detekce hran

Panel resp. záložka s názvem „Detekce hran“ obsahuje prvky sloužící k detekci hran v obraze. V levé části panelu jsou umístěny operátory pro detekci hran, jedná se o tlačítka „Cannyho operátor“, „Prewittův operátor“ a „Sobelův operátor“. Význam a činnost jednotlivých tlačítek je popsána v kapitolách výše. Pravá část panelu je určena k nastavení parametrů zvolených operátorů. Popis jednotlivých tlačítek a funkčních prvků je obsažen na přiloženém CD v uživatelské příručce k programu.

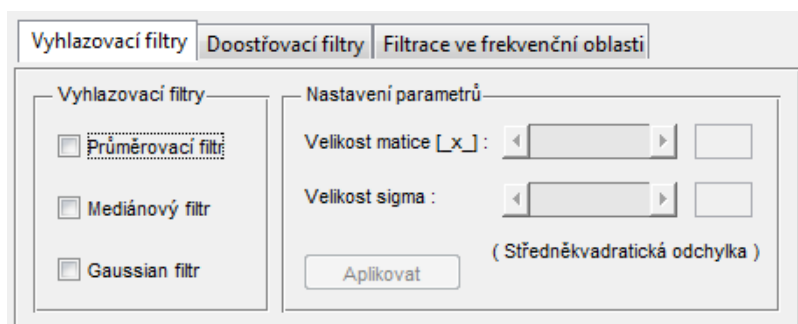


**Obr. 6.8** Záložka Detekce hran.

#### 6.2.4.4 Vyhlažovací filtry

Panel resp. záložka s názvem „Vyhlažovací filtry“ obsahuje prvky potřebné k filtraci obrazu. V levé části panelu jsou umístěny tři druhy filtrů (tři zaškrťovací tlačítka) „Průměrovací filtr“, „Mediánový filtr“ a „Gaussian filtr“, zatímco v pravé části jsou umístěny prvky

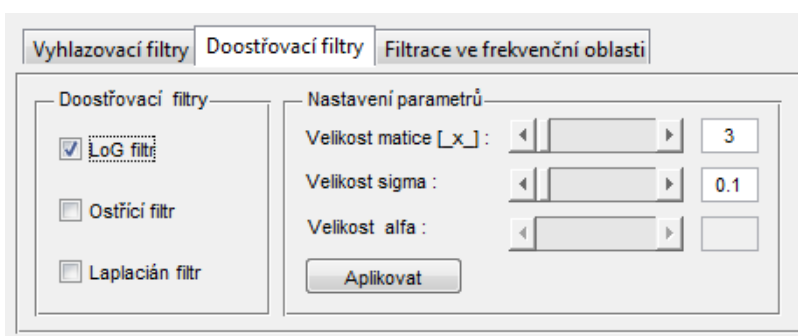
k nastavení parametrů vybraných filtrů. Popis jednotlivých tlačítek a funkčních prvků je obsažen na příloženém CD v uživatelské příručce k programu.



**Obr. 6.9** Záložka Vyhlašovací filtry.

#### 6.2.4.5 Doostřovací filtry

Panel resp. záložka s názvem „Doostřovací filtry“ obsahuje prvky potřebné k ostření obrazu. Doostřovací filtry pracují na principu zdůraznění vysokých frekvencí a zobrazení strmějších hran v obraze. V levé části panelu jsou umístěny tři zaškrťovací tlačítka mínící volbu jednotlivých filtrů „LoG filtr“, „Ostřicí filtr“ a „Laplacián filtr“. V pravé části panelu jsou umístěny prvky k nastavení parametrů zvolených filtrů. Popis jednotlivých tlačítek a funkčních prvků je obsažen na příloženém CD v uživatelské příručce k programu.



**Obr.6.10** Záložka Doostřovací filtry.

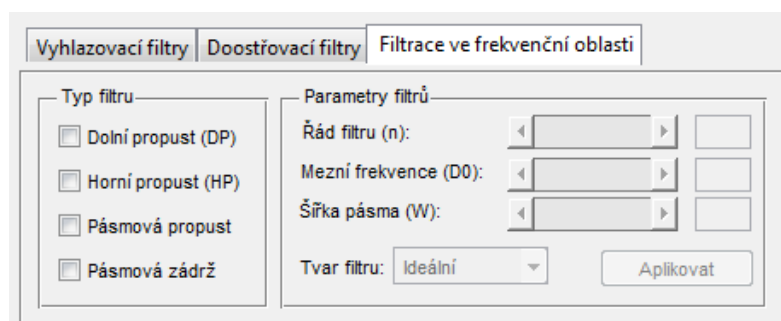
#### 6.2.4.6 Filtrace ve frekvenční oblasti

Filtrace ve frekvenční oblasti funguje na principu převodu původního obrazu lineární integrální transformací do frekvenční oblasti, kde se obraz filtruje a výsledek filtrace se převede zpět na obraz pomocí inverzní lineární integrální transformace.

Panel „Filtrace ve frekvenční oblasti“ obsahuje v levé části čtyři zaškrťovací tlačítka mínící čtyři druhy filtrů využívajících se k filtraci zejména ve frekvenční oblasti, viz *Obr.6.11*. Jedná se o filtr typu „Dolní propust (DP)“ propouštějící pouze nízké frekvence, filtr typu „Horní propust (HP)“ potlačující nízké frekvence, filtr typu „Pásmová propust“ a „Pásmová zadrž“. V pravé části panelu volíme jednotlivé parametry vybraných filtrů. Popis jednotlivých tlačítek a funkčních prvků je obsažen na příloženém CD v uživatelské příručce k programu.

Filtrace ve frekvenční oblasti se na rozdíl od úpravy kontrastu obrazu řídí změnami frekvencí a ne změnami jasu či kontrastu. Např. v případě filtru typu horní propust HP se filtr omezuje jen na hrany, kdežto kontrast není omezen hranami, ale zvolenou hodnotou jasu, jež je uživatelem zadána. Z toho důvodu může dojít k částečné ztrátě a zkreslení zájmových oblastí.

K určení parametrů a použití filtrů ve frekvenční oblasti je potom vhodnější použít Fourierovo spektrum, z něhož je viditelné rozložení jednotlivých frekvencí v obrázku.



**Obr.6.11** Záložka Filtrace ve frekvenční oblasti.

### 6.2.5 Panel Parametry úprav

Panel s názvem „Parametry úprav“ slouží k načtení případně k uložení parametrů aplikovaných úprav. Je-li vybrán správný soubor s příponou „.txt“ (poznámkový blok), do editačního okna se načtou uložené parametry předchozích úprav, což umožňuje uživateli objektivně zkontrolovat popřípadě pozměnit již proběhlé úpravy na snímku. Popis jednotlivých tlačítek, funkčních prvků a celého panelu je obsažen na přiloženém CD v uživatelské příručce k programu.

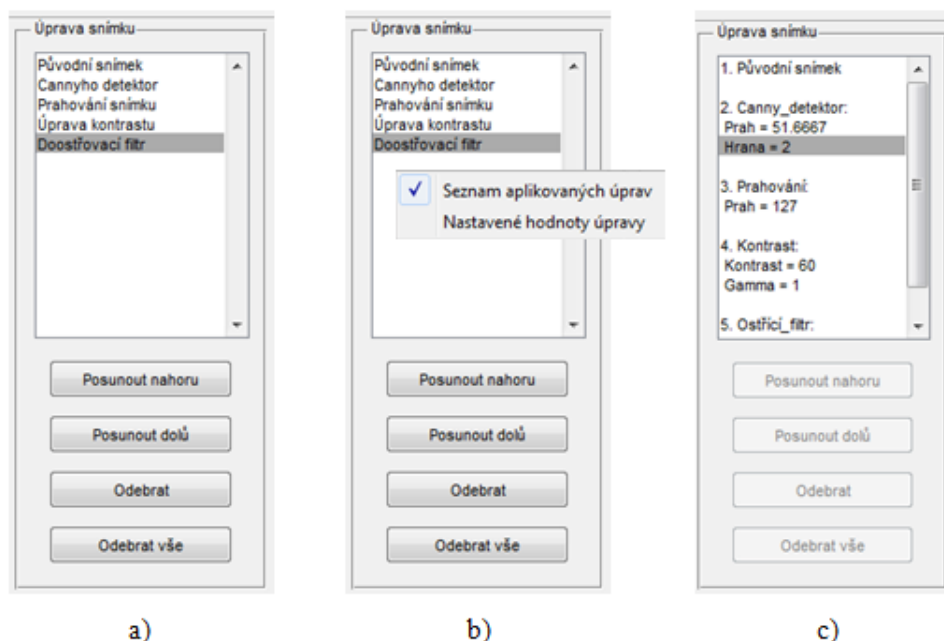


**Obr. 6.12** Panel Parametry úprav.

### 6.2.6 Panel Úprava snímku

Panel s názvem „Úprava snímku“ slouží k zobrazení jednotlivých aplikovaných úprav a jejich úpravě. Panel obsahuje seznam aplikovaných úprav (listbox), do kterého se postupně vkládají jednotlivé úpravy v takovém pořadí, v jakém je uživatel aplikoval a dále pak sérii tlačítek usnadňujících práci se zvolenými úpravami, viz *Obr.6.13*.

Popis jednotlivých tlačítek, funkčních prvků a principu fungování panelu je obsažen na přiloženém CD v uživatelské příručce k programu.



**Obr.6.13** Panel Úprava snímku: **a)** Seznam aplikovaných úprav, **b)** Zobrazení nabídky, **c)** Zobrazení nastavených hodnot jednotlivých úprav.

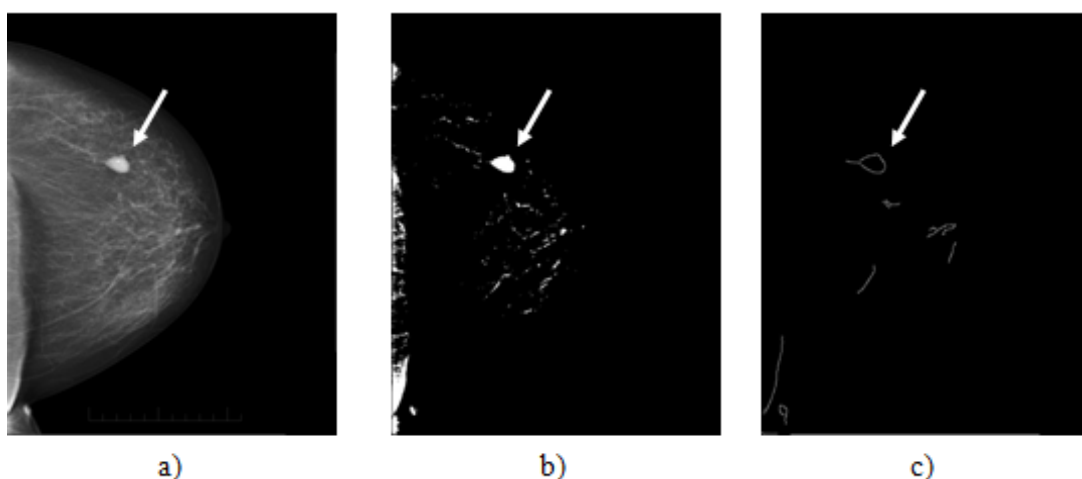
### 6.2.7 Ukázka upravených snímku (systém Matlab)

Prostřednictvím programu vytvořeného systémem Matlab resp. grafickým uživatelským rozhraním byly na různé vybrané mamografické snímky aplikovány postupně jednotlivé úpravy. Cílem bylo zjistit resp. automatizovat tyto úpravy tak, aby mohly být postupně použity na všechny snímky k co neoptimálnějšímu zobrazení patologických ložisek (nádory popřípadě mikrokalcifikace). Níže jsou uvedeny obrázky resp. upravené snímky po aplikování jednotlivých úprav s jejich popisem.

Po aplikaci jednotlivých úprav na několik námi vybraných mamografických snímků, jsme došli k závěru, že nejúčelnějšími úpravami (kombinacemi daných úprav) majícími zásadní vliv na zobrazení patologického ložiska patří zejména: *automatické prahování případně prahování* (uživatelé nastavitelný práh), *úprava jasu a kontrastu* (zahrnutí parametru gamma), *zvýraznění hran, kombinace jednotlivých filtrů a detekce hran*.

Je zřejmé, že každý snímek se vyznačuje jinými parametry a je zcela jedinečný, proto mohou zvolené úpravy použité znova na jiný snímek vyvolat jinou změnu a působit celkově jinak. Níže jsou uvedeny ukázky upravených mamografických snímků spolu s parametry použitých úprav.

Snímky na obrázku (Obr. 6.14) zobrazují aplikaci jednotlivých úprav k co nejlepšímu zviditelnění nádorového ložiska, které je označeno bílou šipkou na každém obrázku. Vlevo je zobrazen původní mamografický snímek, zatímco ostatní dva obrázky znázorňují upravené snímky s použitím různých úprav, parametry jednotlivých úprav jsou zmíněny níže.

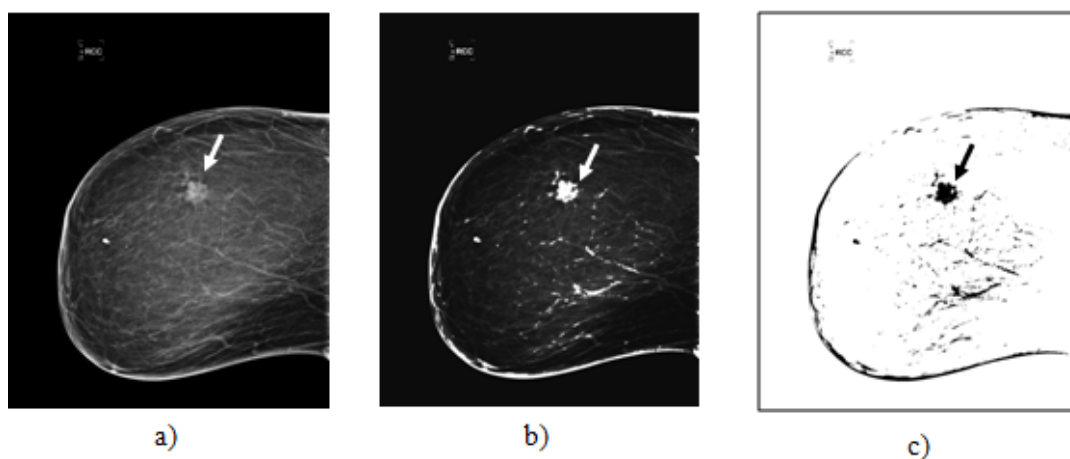


**Obr. 6.14** Ukázka upraveného snímku: **a)** původní mamografický snímek, **b)** upravený snímek (lokalizace nádorového ložiska), **c)** upravený snímek (detekce hran lokalizovaného nádorového ložiska).

Snímek na obrázku b) byl upraven pouze použitím automatického prahu (práh = 127), jedná se o hodnotu prahu vypočtenou resp. odvozenou od histogramu daného snímku.

Na snímek na obrázku c) byly postupně aplikovány následující úpravy: mediánový filtr (parametr velikost matice = 13), zvýraznění hran součtem snímků (původní snímek + snímek s aplikovanou úpravou mediánový filtr) a Cannyho detektor tedy detekce hran (parametr práh detekce = 30).

Snímky na obrázku (Obr. 6.15) zobrazují opět co nejlépe patologické ložisko (označeno bílou šipkou). Vlevo je zobrazen původní mamografický snímek, zatímco ostatní dva snímky jsou upravené snímky po aplikaci jednotlivých úprav.



**Obr. 6.15** Ukázka upraveného snímku: **a)** původní mamografický snímek, **b)** upravený snímek (lokalizace nádorového ložiska), **c)** upravený snímek - negativ (lokalizace nádorového ložiska).

Na snímek b) bylo aplikováno několik úprav v následujícím pořadí: automatické prahování (prah = 127), doostřovací filtr typu Gaussian (mezní frekvence = 0,2), zvýraznění hran součtem snímků (původní snímek + snímek po aplikaci doostřovacího filtru), úprava kontrastu (kontrast = 0, gamma = 1.1998), úprava kontrastu (kontrast = 0, gamma = 1.6993), úprava jasu (jas = 4, gamma = 1) a úprava kontrastu (kontrast = 16, gamma = 1).

Na snímek c) byly aplikovány tyto úpravy v následujícím pořadí: úprava kontrastu (kontrast = 10, gamma = 1), negativ a automatické prahování (prah = 127).

### 6.3 Zpracování mamografických snímků v systému FOTOM

Mamografické snímky byly předzpracovány a upraveny prostřednictvím programu MATLAB, jehož úkolem bylo nahradit co možná nejvíce funkčních prvků systému FOTOM pro zjednodušení úprav. Jednotlivé úpravy byly zaměřeny především na úpravu jasu, kontrastu (jasové transformace), segmentaci, prahování, detekci hran a filtraci obrazu. Jednotlivé úpravy byly vybírány a voleny tak, aby bylo docíleno co nejlepšího zobrazení a zachycení zájmových objektů na snímku (patologické ložisko – nádor, případně mikrokalcifikace). Takto zpracované a upravené snímky byly uloženy ve formátu BMP a dále pak zpracovány prostřednictvím systému FOTOM, zájmové objekty byly lokalizovány a podrobeny měřicím technikám jejich plošných obsahů a umístění těžišť.

Rozměry nádorových ložisek na mamografických snímcích není možné určit, jelikož se jedná o objekty nepravidelného a nesymetrického tvaru, proto jsme se zaměřili převážně na měření plošných obsahů a umístění těžišť jednotlivých ložisek.

#### 6.3.1 Měření vzdáleností a plošného obsahu zájmových objektů

Na mamografický snímek umístěný níže na obrázku (*Obr. 6.16*) byly v Matlabu aplikovány následující úpravy: mediánový filtr (velikost matice = 13), zvýraznění hran součtem (původní snímek + snímek po aplikaci mediánového filtru) a detekce hran prostřednictvím Cannyho operátoru (prah = 30). Takto upravený snímek byl ve formátu bmp načten do systému FOTOM, ve kterém bylo nutné nastavit počáteční parametry.

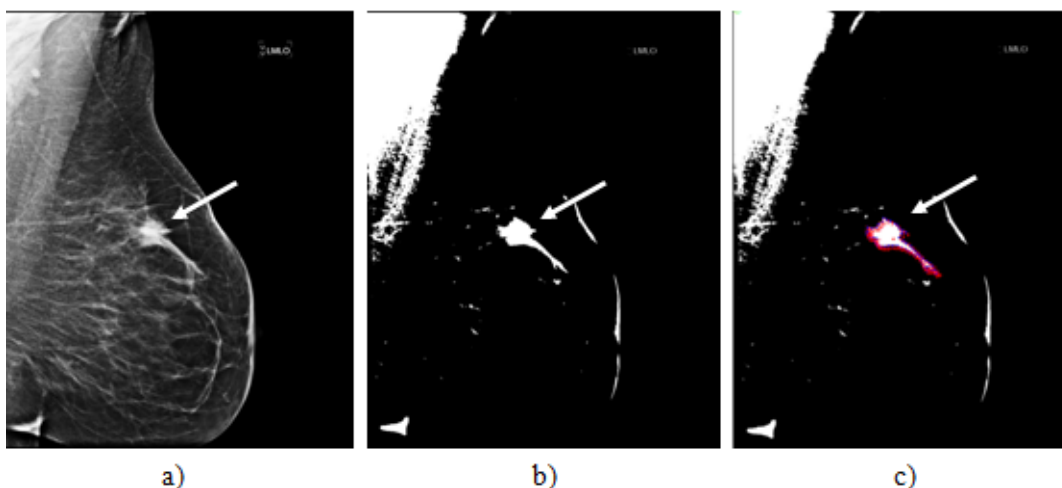
##### Nastavení parametrů:

Prvním parametrem se rozumí vlíčovací body obrazu v pixelech, které byly odvozeny dle technických parametrů mamografického přístroje (resp. flat panelu), na kterém byly snímky pořízeny (parametry jsou umístěny v *kapitole 6.1*). Souřadnice 1. vlíčovacího bodu byly nastaveny v ose x na 0 pixelů a v ose y na 0 pixelů, zatímco souřadnice 2. vlíčovacího bodu jsou nastaveny v ose x na 1000 a v ose y na 1231 pixelů. Druhým podstatným parametrem se rozumí určení reálné vzdálenosti vlíčovacích bodů, která činí 387,5 mm (hodnota vycházející z rozměru detektoru). Po zadání těchto parametrů je již možné přepočítat souřadnice daných vlíčovacích bodů do reálné velikosti, udávané v mm, kdy pro 1. vlíčovací bod jsou souřadnice na ose x rovno 0 mm a na ose y rovno také 0 mm, zatímco souřadnice 2. vlíčovacího bodu jsou na ose x 244,34 mm a na ose y 300,67 mm.

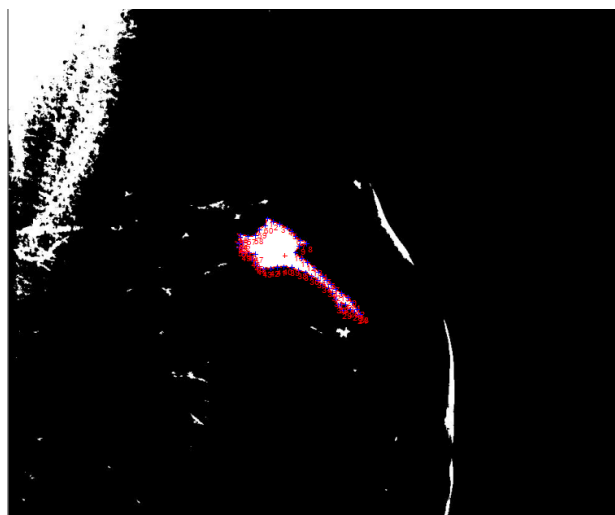
Po zadání těchto počátečních parametrů bylo možné přistoupit k lokalizaci zájmového objektu tedy nádorového ložiska na upraveném mamografickém snímku. Dále pak měřit jeho plošný obsah, rozměry a určit těžiště zájmového objektu. Na obrázku lze lokalizovat nádorové

ložisko o plošném obsahu 416,20 mm<sup>2</sup> a těžišti na ose x 107,99 mm a na ose y 156,13 mm. Informace o těžišti nádorového ložiska nám poskytuje informaci o jeho umístění resp. pozici v celém vyšetřovaném objektu.

Na obrázku níže (*Obr. 6.17*) je zobrazen snímek zpracovaný v systému FOTOM detailněji, jedná se o zobrazení hrany zájmového nádorového ložiska prostřednictvím jednotlivých bodů.



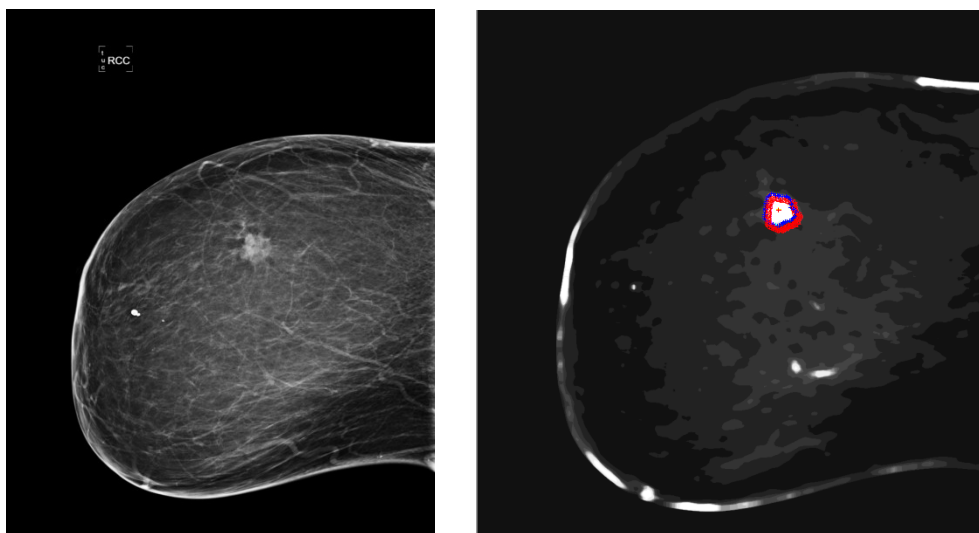
**Obr. 6.16** Lokalizace nádorového ložiska na mamografickém snímku v systému FOTOM:  
a) původní snímek, b) upravený snímek, c) lokalizace nádorového ložiska.



**Obr. 6.17** Lokalizace nádorového ložiska na mamografickém snímku, přiblížený detail, systém FOTOM.

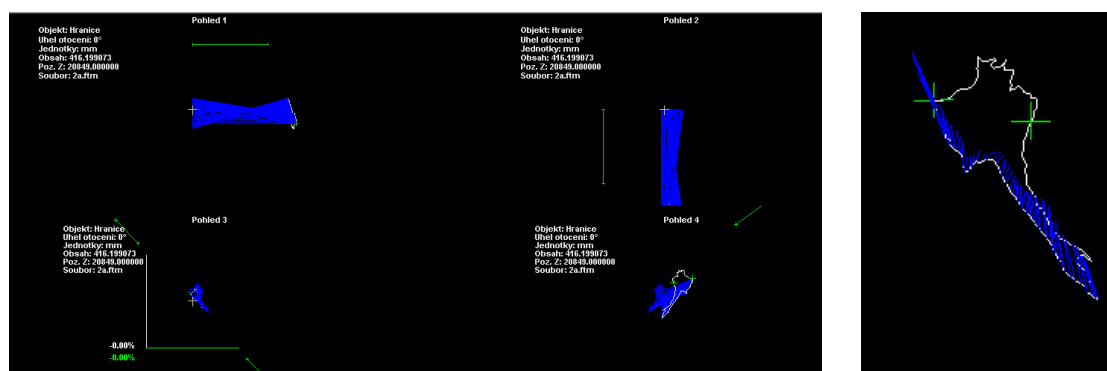
Na obrázku níže (*Obr. 6.18*) je opět znázorněno zobrazení resp. lokalizace nádorového ložiska na jiném vybraném mamografickém snímku. Vlevo zobrazení původního mamografického snímku, vpravo zobrazení upraveného mamografického snímku programem Matlab s cílem zobrazení zájmové oblasti. V systému FOTOM byla aplikována navíc také

úprava rozmazání s úrovní 21 k dosažení co nejlépe viditelného nádorového ložiska, které bylo následně detekováno a zobrazeno prostřednictvím jednotlivých bodů a vytvoření hranice. Na snímku lze lokalizovat ložisko o plošném obsahu  $167,86 \text{ mm}^2$  a těžišti o souřadnicích na ose x  $142,19 \text{ mm}$  a na ose y  $136,33 \text{ mm}$ .



**Obr. 6.18** Zobrazení zájmových objektů resp. lokalizace nádorového ložiska na mamografickém snímku v systému FOTOM.

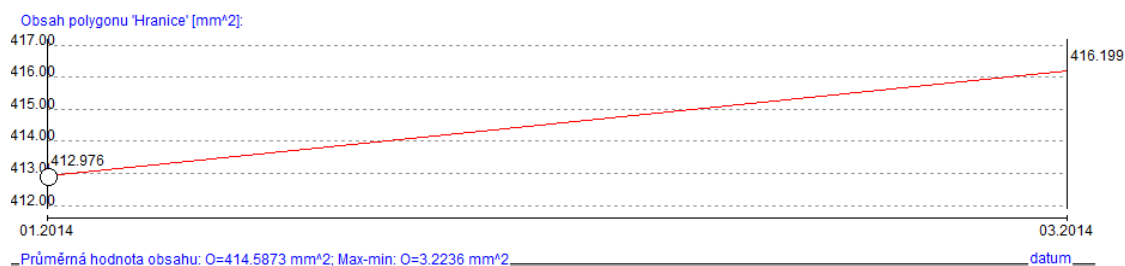
U takto detekovaných objektů lze dále vytvořit 3D model, znázorňující změnu plošného obsahu v čase a skládající se ze čtyř pohledů, který je zobrazen níže.



**Obr. 6.19** Vlevo 3D model změny obsahu zájmových oblastí tedy patologického ložiska v čase. Vpravo 3D model nádorového ložiska - drátěný model (pohled 4).

Prostřednictvím systému FOTOM je dále možné vytvořit graf znázorňující změny plošného obsahu zájmových objektů v čase a zobrazení konkrétní tabulky hodnot odpovídající tomuto grafu. Je vidno, že ve dne pořízení první snímku (leden 2014) byl plošný obsah nádorového ložiska zhruba  $412,98 \text{ mm}^2$ , zatímco při dalším pořízení doplňujícího snímku (březen 2014) se plošný obsah zájmové oblasti změnil na hodnotu  $416,20 \text{ mm}^2$ , o čemž svědčí i přiložená tabulka hodnot plošného obsahu v jednotlivých časových intervalech.





**Obr. 6.20 Výsledky měření:** Graf změny plošného obsahu zájmových objektů v čase.

Níže zobrazená tabulka vypovídá o hodnotách plošného obsahu zájmového resp. patologického ložiska v čase. Jedná se o porovnávání dvou souborů potažmo snímků obsahujících zájmový objekt s odstupem času, první z nich byl pořízen v lednu roku 2014, přičemž aktuální plošný obsah nepravidelného nádorového ložiska byl v tomhle čase zhruba  $412,976 \text{ mm}^2$ , což můžeme obsahově přirovnat k např. k tělesu s čtvercovou plochou o délce hrany 20,39 mm (2,03 cm). Druhý snímek byl pořízen s odstupem dvou měsíců, tedy v březnu roku 2014, v tuto chvíli byl plošný obsah nádorového ložiska přibližně  $416,199 \text{ mm}^2$ , což vypovídá o tom, že se nádorové ložisko postupně zvětšuje a zaujímá tak větších rozměrů. Průměrná hodnota plošného obsahu vztažená k porovnávaným dvěma snímkům činí  $414,587 \text{ mm}^2$ .

**Tabulka 2** Zobrazení hodnot změn plošného obsahu zájmových oblastí v čase.

obsah polygonu 'Hranice' [mm²]

SOUBOR	DATUM [MM. RRRR]	POLYGON Hranice
2. ftm	1. 2014	412.976
2a. ftm	3. 2014	416.199
	PRŮMĚR	414.587
	SOUČET	829.175

## 7 Statistické zhodnocení výsledků léčby

Data zpracovávána v rámci této diplomové práce jsou převzata z portálu resp. internetových stránek Ústavu zdravotnických informací a statistiky ČR (UZIS) a Epidemiologie zhoubných nádorů v ČR (www.svod.cz). Jedná se převážně o publikovaná data týkající se nově zjištěných novotvarů resp. nádorových onemocnění, konkrétně jsou vybrána data týkající se diagnózy C50 tedy nádoru prsu, veřejně přístupná od roku 1998 do roku 2010.

Data byla následně upravena a zpracována prostřednictvím MS Excel 2010 a následně vyhodnocena v programu StatGraphic Plus 5.0 (Centurion XV). Použité tabulky upravených dat jsou uvedeny v kapitolách níže případně v příloze z důvodu úspory místa.

### 7.1 Vybrané metody statistického zpracování

Cílem této kapitoly je statistické zpracování výsledků léčby pacientů trpících rakovinou prsu (dg. C50) v Moravskoslezském kraji přesněji pacientů z Městské nemocnice Ostrava - Fifejdy. Námi vybraný výběrový soubor obsahuje informace a údaje z oblasti Moravskoslezského kraje v období od roku 1998 do roku 2010. Analýzou byla podrobena data týkající se incidence a mortality onemocnění, zastoupení jednotlivých stádií nově zjištěných onemocnění v daném období a dále pak zhodnocení způsobu a druhů léčby této nemoci.

V prvním kroku byla dostupná data potažmo výběrový soubor podrobena explorační analýze, patřící mezi metody popisné statistiky, která se zabývá analýzou výběru. Slouží k odhalení informací skrytých ve velkém množství proměnných a jejich variant, tzn. uspořádání proměnných do názornější formy a jejich popis několika málo hodnotami. V případě explorační analýzy se využívají dva základní druhy proměnných a to kvantitativní a kvalitativní. V této DP bude využita explorační analýza převážně kvantitativních resp. numerických proměnných.

Ve druhém kroku bude provedena tzv. analýza závislostí, která se bude zabývat testováním závislosti resp. nezávislosti nově zjištěných případů onemocnění rakovinou prsu tedy incidence v Moravskoslezském kraji v letech 1998 až 2010 na věku resp. věkových skupinách postižených pacientů.

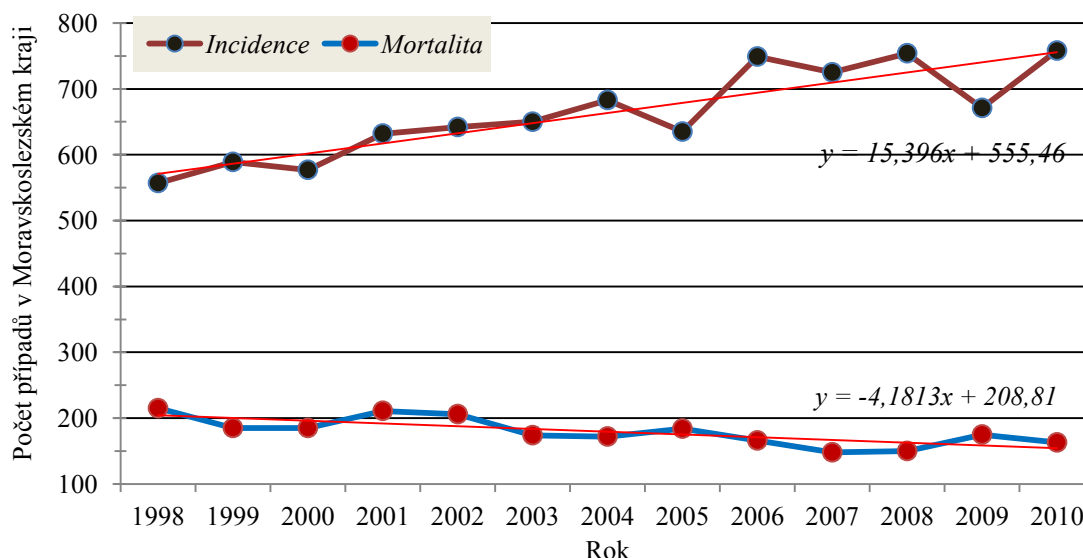
### 7.2 Explorační analýza

#### 7.2.1 Analýza incidence a mortality (kvantitativní proměnná)

Analýzovaný soubor se skládá mimo jiné také z údajů o nově zjištěných onemocněních tedy incidence a o úmrtnosti v Moravskoslezském kraji v období od roku 1998 do roku 2010 (diagnóza C50 – karcinom prsu). V příložených tabulkách a grafech jsou zobrazeny tyto údaje a jejich charakteristika. Analýza je tedy zaměřena na kvantitativní proměnnou incidence a mortalita.

Časový vývoj incidence a mortality diagnózy C50 zobrazené na grafu (*Graf 7.1*) odráží kromě samotné situace v dané populaci také vlivy související se sledováním a registrací nádorů (miní se tím změny v diagnostice, změny v klasifikaci nádorů, změny ve způsobu hlášení a registrace nádorů apod.). Z časové přímky je patrné, že počet nově zjištěných případů onemocnění tedy incidence v každém roce postupně narůstá, což je žádoucí. Naopak počet

případů zemřelých tedy úmrtnost pomalu klesá či stagnuje pořád kolem stálé hodnoty. Nejsou zde patrné žádné velké výkyvy růstu či poklesu. Dle rovnice proložené regresní přímkou v případě vývoje incidence můžeme konstatovat, že dochází k nárůstu incidence v každém roce průměrně o 15 případů. V případě úmrtnosti lze konstatovat, že každým rokem se počet zemřelých sníží průměrně o 4 úmrtí.



**Graf 7.1** Časový vývoj incidence a mortality v Moravskoslezském kraji v období od roku 1998 do roku 2010, doplněno o rovnice lineární přímky.

*Tabulka 3* vyobrazená níže obsahuje údaje o incidenci a mortalitě v Moravskoslezském kraji v období od roku 1998 do roku 2010 v absolutních počtech případů, doplněná daty o relativním přírůstku incidence a mortality v jednotlivých letech, udávané v procentech.

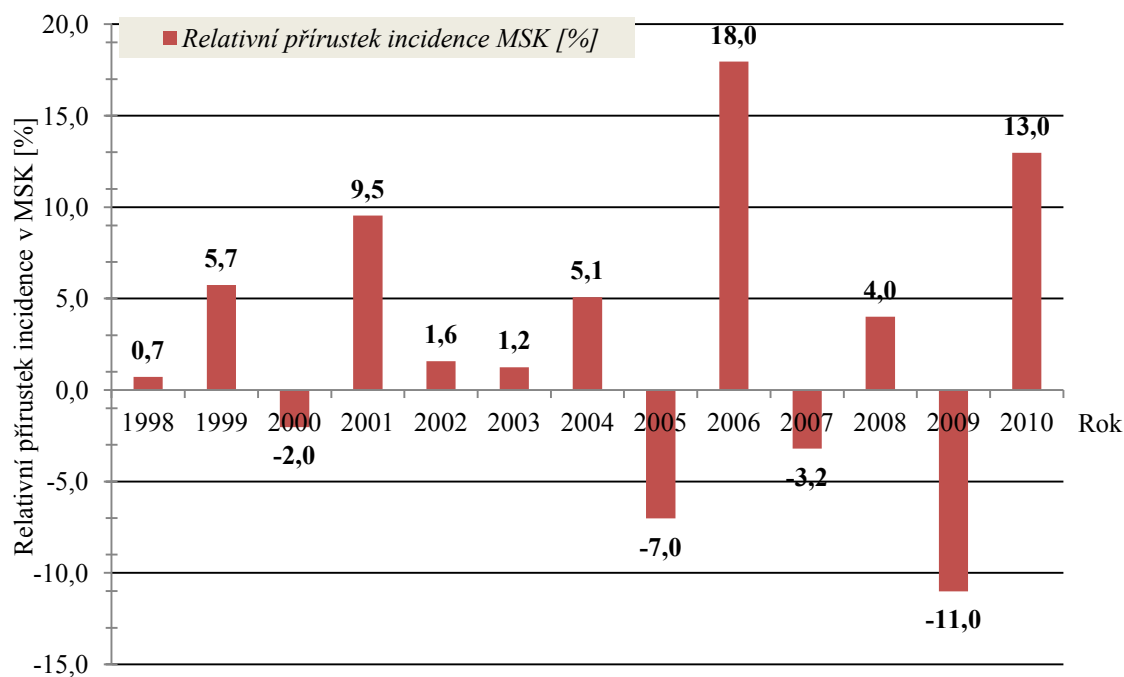
Uvedené relativní přírůstky odrážejí situaci v incidenci a mortalitě v jednotlivých letech. Jedná se o poměr absolutních počtů nově zjištěných případů onemocnění rakovinou prsu a naopak případů zemřelých v předchozím roce. Z tabulky dle daných geometrických průměrů vyplývá, že tempo resp. koeficient růstu v případě incidence je 1,03, což znamená, že každý rok se počet nově zjištěných onemocnění o 1,03 % zvýší, což můžeme přisuzovat novějším, kvalitnějším a přesnějším zobrazovacím technikám, které přispívají k častějšímu a hlavně časnějšímu zachytu onemocnění již v raném stádiu. Tempo růstu v případě úmrtnosti je 0,98, což znamená, že ročně zemře v průměru 0,98 % nemocných pacientek.

**Tabulka 3** Incidence a mortalita v Moravskoslezském kraji v období od roku 1998 do roku 2010.

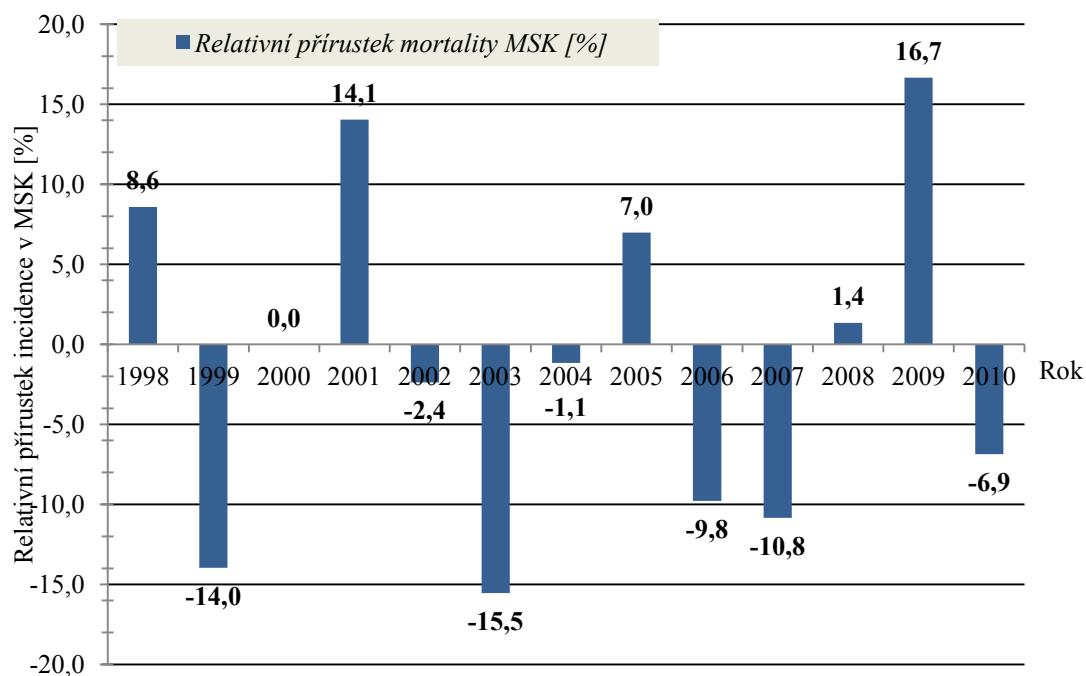
<b>Rok</b>	<b>Incidence</b>	<b>Relativní přírůstek incidence [%]</b>	<b>Mortalita</b>	<b>Relativní přírůstek mortalita [%]</b>
<b>1998</b>	557	0,7	215	8,6
<b>1999</b>	589	5,7	185	-14,0
<b>2000</b>	577	-2,0	185	0,0
<b>2001</b>	632	9,5	211	14,1
<b>2002</b>	642	1,6	206	-2,4
<b>2003</b>	650	1,2	174	-15,5
<b>2004</b>	683	5,1	172	-1,1
<b>2005</b>	635	-7,0	184	7,0
<b>2006</b>	749	18,0	166	-9,8
<b>2007</b>	725	-3,2	148	-10,8
<b>2008</b>	754	4,0	150	1,4
<b>2009</b>	671	-11,0	175	16,7
<b>2010</b>	758	13,0	163	-6,9
<b>Geometrický průměr</b>	-	<b>1,03</b>	-	<b>0,98</b>

Grafické znázornění tabulky je provedeno formou sloupcových grafů umístěných níže, znázorňujících jednotlivé relativní přírůstky v daném období.

Z grafu na obrázku vyplývá, co už bylo řečeno, že tempo růstu v případě incidence v jednotlivých letech narůstá v průměru o 1,03 %, což můžeme přisuzovat nejenom již zmíněným kvalitnějším zobrazovacím technikám, ale také tzv. mamografickému screeningu, který podporuje preventivní vyšetření pacientek v rizikovém věku, tedy nad 40 let. Jedná se o preventivní kontroly jednou ročně, které napomáhají k včasnému zachytu případného onemocnění v raném stádiu.



**Graf 7.2** Grafické zobrazení relativního přírůstku incidence v období od roku 1998 do roku 2010 v Moravskoslezském kraji.



**Graf 7.3** Grafické zobrazení relativního přírůstku mortality v období od roku 1998 do roku 2010 v Moravskoslezském kraji.

### 7.2.2 Analýza zastoupení jednotlivých stádií onemocnění (kvantitativní proměnná)

Námi zvolený výběrový soubor je tvořen různými údaji o nemocných karcinomem prsu (dg. C50) v Moravskoslezském kraji (MSK) od roku 1998 do roku 2010. Součástí explorační analýzy je hodnocení resp. analýza numerické proměnné, kterou je dle našeho výběru zastoupení jednotlivých stádií onemocnění od roku 1998 do roku 2010. Jedná se o nově zjištěná onemocnění v MSK udávána absolutně.

Numerická proměnná je taková, kterou lze měřit, kvantifikovat a dále z ní získávat mnohem více údajů a parametrů (např. průměr, medián apod.). Tento postup je navržen pro shrnutí jednoho vzorku analyzovaných dat.

Jednotlivé charakteristiky daného souboru rozděleného resp. analyzovaného dle jednotlivých stádií onemocnění, jsou uvedeny níže v tabulce.

Časový vývoj zastoupení jednotlivých klinických stádií ukazuje samostatnou situaci v dané populaci, je však ovlivněn také způsobem sledování, interpretací a registrací nádorů. Zobrazené údaje jsou také zásadním způsobem ovlivněny postupně zaváděnými změnami v metodice TNM klasifikace nádorových onemocnění (C50).

**Tabulka 4** Tabulka rozdělení jednotlivých četností dle zastoupení stádií onemocnění.

Stádia onemocnění	Absolutní četnost	Relativní četnost
<b>Stádium I.</b>	2540	0,33
<b>Stádium II.</b>	3286	0,43
<b>Stádium III.</b>	1080	0,14
<b>Stádium IV.</b>	730	0,10
<b>Celkem</b>	7636	1,00

Výše uvedená *Tabulka 4* obsahuje údaje tedy celkové počty (absolutní četnosti) nově zjištěných stádií onemocnění potažmo rakoviny prsu v letech 1998 až 2010 a k tomu příslušné relativní četnosti, udávající procentuální zastoupení výskytu daných stádií.

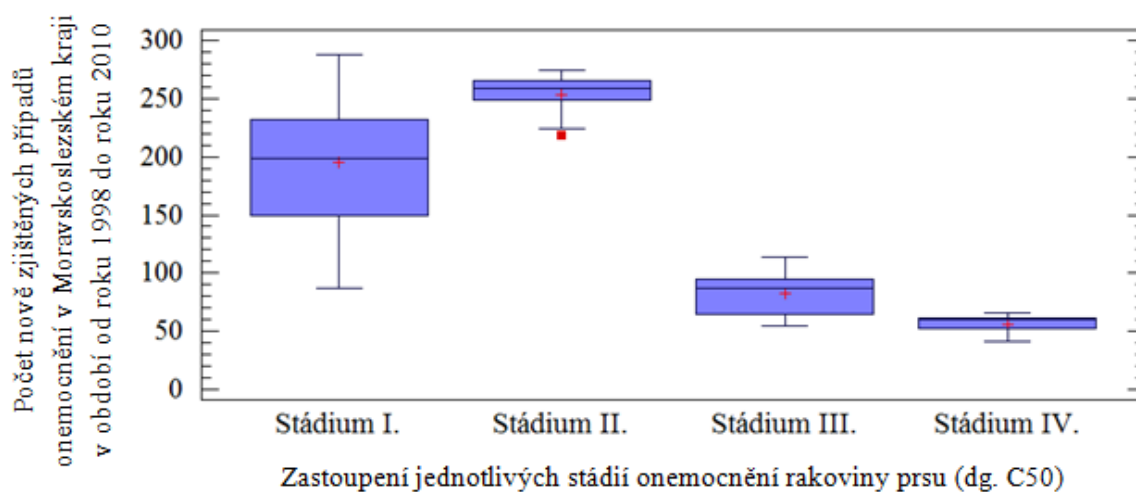
Z tabulky je zřejmé, že nejvíce zastoupeným stádiem v daném období je stádium II., a to v případě 43% nově zjištěných případů onemocnění. Naopak nejméně zastoupeným stádiem je stádium IV. s relativní četností 10%, z čehož vyplývá, že počet nejzávažnějších případů onemocnění každým rokem klesá.

Pro lepší představu o datech již zmíněných v příložených tabulkách jsou níže zobrazeny následující grafy.

**Tabulka 5** Vybrané statistické charakteristiky nově zjištěných onemocnění na základě jednotlivých stádií.

	Stádium I.	Stádium II.	Stádium III.	Stádium IV.
<b>Počet (rozsah výběru)</b>	13	13	13	13
<b>Celkový počet</b>	2540	3286	1080	730
<b>Průměr</b>	195	253	83	56
<b>Medián</b>	198	259	87	60
<b>Rozptyl</b>	3 781	335	384	71
<b>Směrodatná odchylka</b>	62	18	20	8
<b>Minimum</b>	87	218	55	42
<b>Maximum</b>	288	274	114	66
<b>Interkvartilové rozpětí</b>	82	17	30	8
<b>Dolní kvartil</b>	150	248	65	53
<b>Horní kvartil</b>	232	265	95	61
<b>Šikmost</b>	-0,3	-1,0	0,1	-0,8

Na základě analýzy výběrového souboru byla vytvořena tabulka uvedená výše, jedná se o analýzu provedenou na údajích z období od roku 1998 do roku 2010 v Moravskoslezském kraji, rozsah výběru byl tedy 13. Tabulka obsahuje údaje o jednotlivých stádiích nově zjištěných onemocněních. Jedná se o údaje jako např. celkový počet nově zjištěných případů v jednotlivých stádiích onemocnění za uplynulé období. Dále obsahuje informace o minimálních a maximálních počtech nově zjištěných onemocněních v daných letech dle klasifikace na daná stádia.



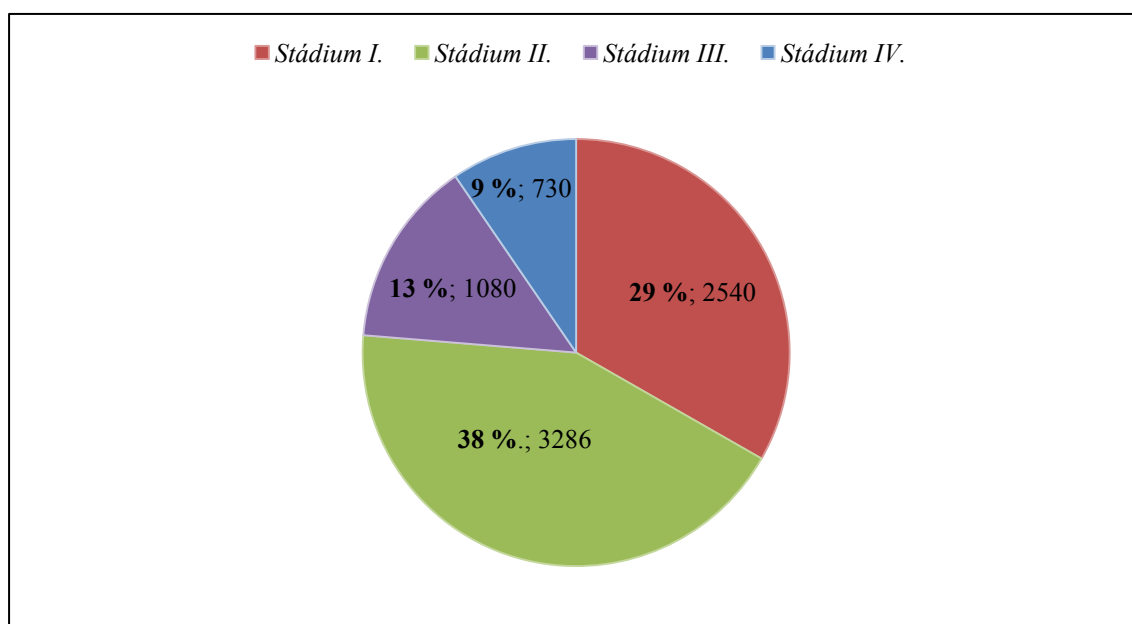
**Graf 7.4** Krabicový graf: zobrazení zastoupení jednotlivých stádií onemocnění rakoviny prsu v Moravskoslezském kraji v období od roku 1998 do roku 2010.

Krabicový graf zobrazený výše je jedním ze způsobů grafické vizualizace numerických dat v našem případě zastoupení jednotlivých stádií onemocnění pomocí jejich kvartilů, které korespondují s údaji obsaženými v tabulce umístěné výše (viz *Tabulka 5*). Graf nám umožňuje graficky posoudit a popsat rozsahy (rozptyly hodnot) specifických dat a to díky již zmíněným hodnotám kvartilů (hodnoty dolní a horní kvartil).

Střední část diagramu je shora ohraničena 3. kvantilem, zespodu 1. kvantilem a mezi nimi se nachází linie zvaná medián (tedy střední hodnota výběrového souboru). Červeným kurzorem potažmo křížkem jsou znázorněny hodnoty průměru, kdy v případě stádia I. je průměrná hodnota nově zjištěných onemocnění 195 případů, u stádia II. 253 případů, u stádia III. 83 případů a u stádia IV. 56 případů ve sledovaném období od roku 1998 do roku 2010. V případě stádia II. je viditelné i jedno extrémní resp. odlehlé datum znázorněné formou červeného obdélníku. Hraniční hodnoty všech krabicových grafů znázorňují hodnoty minima a maxima.

Z grafu je dále patrné, že nově zjištěných případů je nejméně v případě zastoupení stádia IV., na úkor rostoucího počtu nově zjištěných onemocnění v případě stádia I., což je žádoucí.

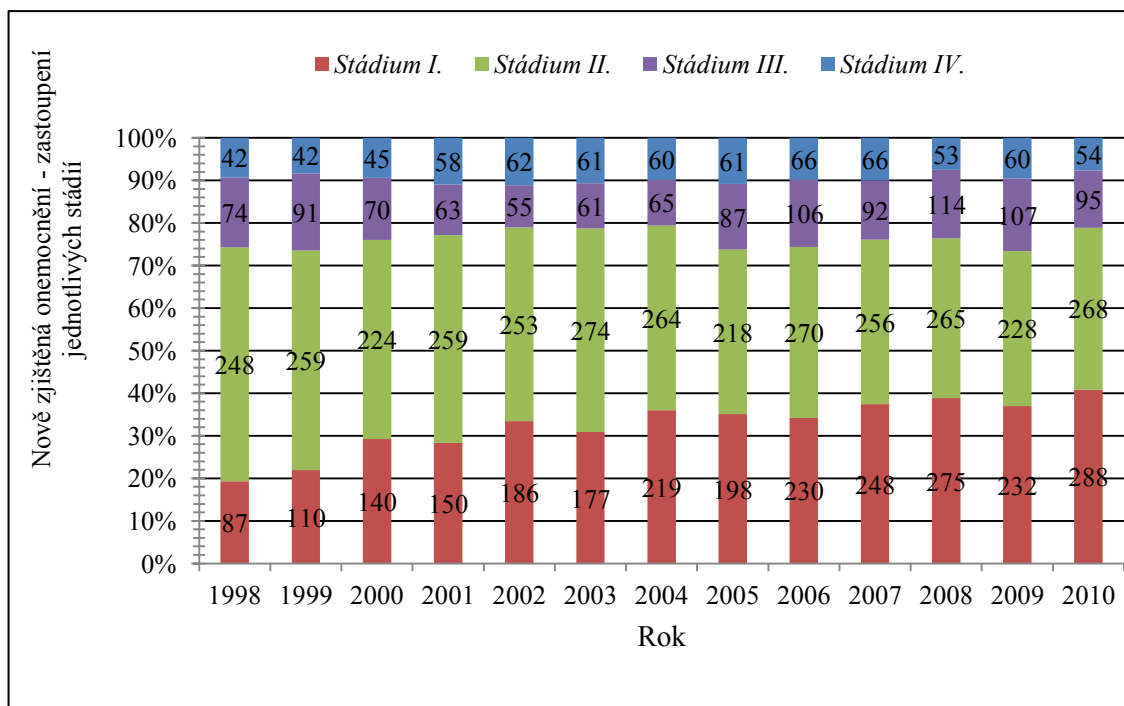
Z výšečového grafu je zřejmé, že v letech 1998 až 2010 bylo nově zjištěno celkem 7636 nemocných rakovinou prsu v Moravskoslezském kraji. Z tohoto celkového počtu bylo 38% pacientů postiženo rakovinou prsu II. stádia, 29% rakovinou I. stádia, 13% rakovinou III. stádia a 9% rakovinou IV. stádia.



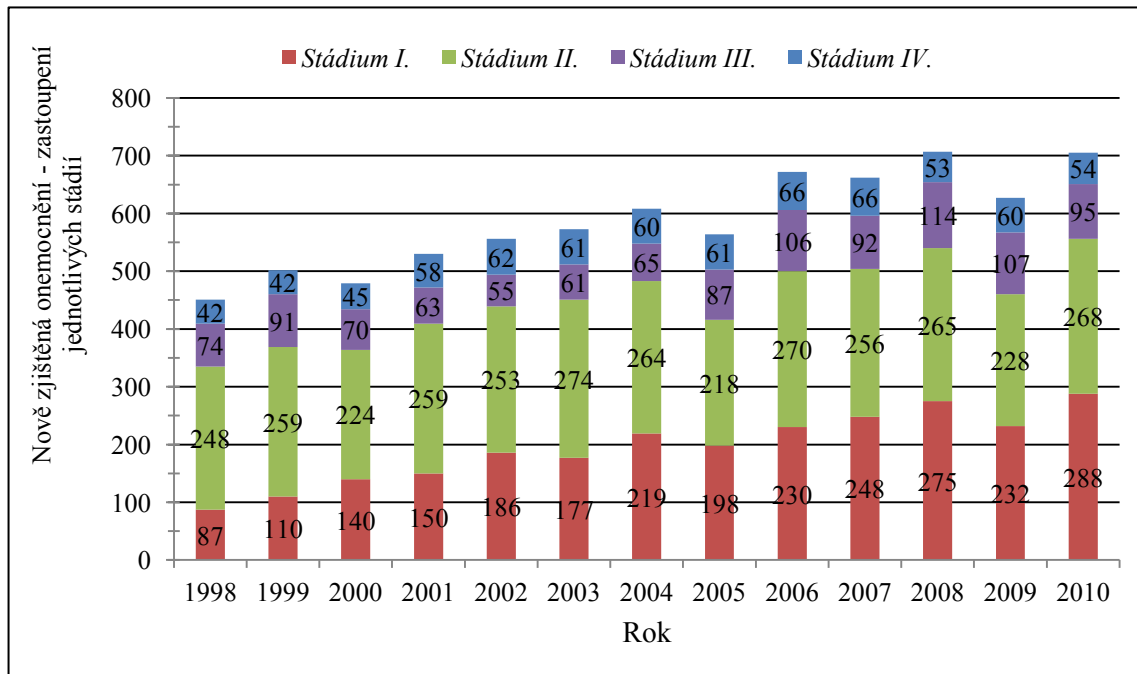
**Graf 7.5** Výšečový graf absolutních a relativních četností zastoupení jednotlivých stádií onemocnění v Moravskoslezském kraji v letech 1998 až 2010.

Kumulativní sloupcové grafy zobrazené níže znázorňují závislosti relativních četností a absolutních četností zastoupení jednotlivých stádií nově zjištěných onemocnění v Moravskoslezském kraji na období od roku 1998 do 2010. Z grafů je zřejmé, že v průběhu daného období roste stádium I., zatímco nejzávažnější stádium IV. stagnuje v průměru kolem 50 nově zjištěných případů ročně.





**Graf 7.6** Kumulativní sloupkový graf relativních četností - zastoupení jednotlivých stádií onemocnění v Moravskoslezském kraji v letech 1998 do 2010.



**Graf 7.7** Kumulativní sloupkový graf absolutních četností - zastoupení jednotlivých stádií onemocnění v Moravskoslezském kraji v letech 1998 do 2010.

### 7.2.3 Analýza druhu a způsobu léčby (kvantitativní proměnná)

Explorační analýza kvantitativní proměnné druh léčby byla provedena na základě dostupných údajů z Ústavu zdravotnických informací a statistiky (ÚZIS ČR). Jedná se o data dostupná pro oblast celé ČR v letech 1998 až 2010, jelikož takto specializované údaje týkající se výhradně Moravskoslezského kraje nebyla k dispozici.

Existují čtyři hlavní obory resp. druhy a způsoby léčby, které se v případě rakoviny prsu používají a navzájem se mezi sebou kombinují, záleží ovšem na několika okolnostech (stav pacienta, klasifikace nádoru – druh stádia, s čímž souvisí závažnost onemocnění). Jedná se o zásah chirurgický (extirpace či radikální odstranění celého prsu resp. mléčné žlázy - *masektomie*), použití radioterapie (předoperační a pooperační, případně kombinace obou), o hormonální léčbu a chemoterapii.

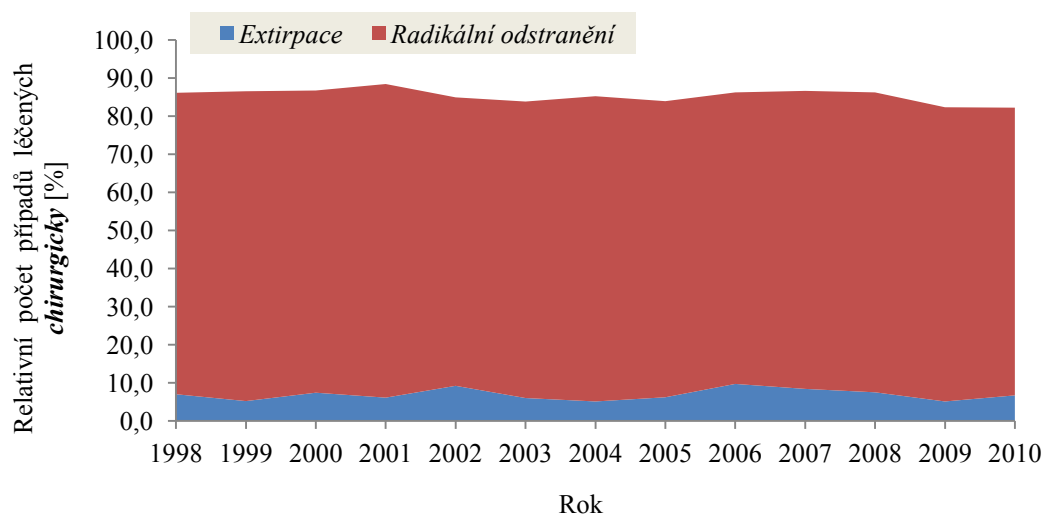
Přiložené grafy znázorňující jednotlivé údaje týkající se této léčby graficky jsou umístěny níže spolu se zjednodušenou tabulkou obsahující celkové relativní četnosti druhů léčby. Kompletní tabulka nashromážděných informací je uložena, z důvodu úspory místa a prostoru, v příloze (viz *Příloha č. 4*).

**Tabulka 6** Údaje týkající se druhu léčby v oblasti celé ČR v období od roku 1998 do roku 2010, relativní četnosti jednotlivých případů dle vybraného způsobu léčby.

Rok	Druh léčby			
	Chirurgie [%]	Radioterapie [%]	Chemoterapie [%]	Hormonální léčba [%]
1998	88,6	47,9	52,1	46,6
1999	89,1	55,0	53,7	48,8
2000	91,3	57,2	58,2	52,0
2001	91,1	54,6	59,7	52,7
2002	90,0	53,3	59,6	56,8
2003	91,9	53,6	61,0	50,0
2004	92,2	49,3	49,6	47,0
2005	88,4	54,4	52,2	47,7
2006	87,2	53,4	46,9	51,7
2007	86,9	52,2	50,9	42,5
2008	86,6	51,1	49,0	47,4
2009	82,4	52,9	47,4	48,0
2010	82,2	55,3	45,6	48,3

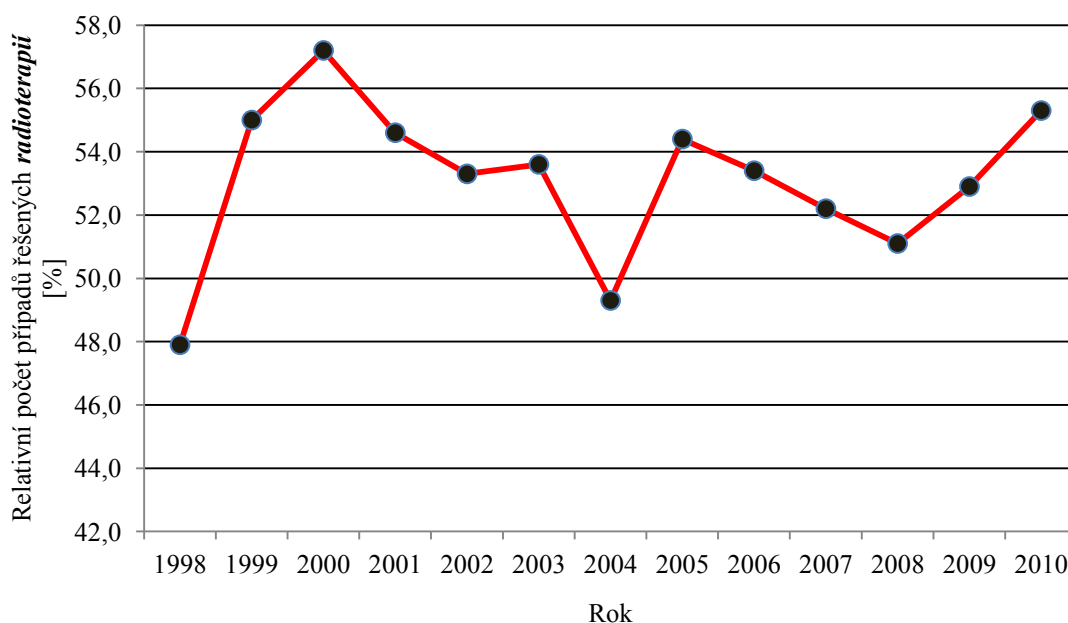
Z tabulky vyplývá, že stále nejvyužívanějším druhem a způsobem léčby pacientů s rakovinou prsu je léčba chirurgická, která se aplikuje v 80 % případů. Zahrnuje chirurgické zákroky zaměřující se buďto na extirpaci, čímž se myslí lokální odstranění nádorového ložiska resp. postižené tkáně (dále také *biopsie*), nebo radikální odstranění prsu potažmo mléčné žlázy, které se využívá se většině případů, viz *Graf 7.8*. Po chirurgickém zákroku a odstranění postižené tkáně či nádorového ložiska se přistupuje k další léčbě, která je závislá na histologickém výsledku odebrané tkáně. Přistupuje se k radioterapeutické léčbě, která se

aplikuje buďto předoperačně nebo pooperačně, či v obou případech, dále pak k chemoterapii a v neposlední řadě k hormonální léčbě, které je dle údajů využívána nejméně.



**Graf 7.8** Plošný graf zobrazující chirurgickou léčbu v období od roku 1998 do roku 2010 na území celé ČR.

Spojnicový graf potažmo časová přímka vyobrazená níže znázorňuje vývoj aplikované radioterapeutické léčby, z čehož vyplývá, že tento druh léčby se pohybuje a používá neustále v rozmezí od 47 % případů do 57 % případů.



**Graf 7.9** Spojnicový graf znázorňující vývoj radioterapeutické léčby v období od roku 1998 do roku 2010 na území celé ČR.

V příloze (*Příloha č. 5*) je dále uveden dvourozměrný sloupcový graf znázorňující procentuální zastoupení a rozložení jednotlivých druhů léčby v každém roce zvlášť, z něž vyplývá, že nejvíce zastoupeným druhem léčby využívajícím se k odstranění příčiny potíží, je léčba chirurgická.

### 7.3 Analýza závislostí

Tato kapitola je zaměřena na testování závislosti resp. nezávislosti incidence tedy nově zjištěných případů onemocnění karcinomu prsu v Moravskoslezském období v letech 1998 až 2010 na věku potažmo věkových skupinách. Námi vybraná data pocházejí z tabulky, která je vzhledem k úspoře místa a prostoru vložena do příloh, viz *Příloha č. 6, Tabulka 11*.

K testování nezávislosti již zmíněných proměnných bylo využito vícevýběrových testů resp. dvouvýběrových testů. Předpokladem k testování hypotéz byly následující požadavky: nezávislost dat resp. testovaných proměnných, normalita, která byla testována prostřednictvím testu normality a homoskedasticita (shoda rozptylů) či heteroskedasticita (neshoda rozptylů).

Testovaný soubor potažmo data se skládají ze čtrnácti věkových skupin v rozmezí od 20 let do 85 let a více.

#### 7.3.1 Testování normality

Pro testování normality byla vytvořena nulová hypotéza  $H_0$  taková, že testovaná data pocházejí z normálního rozdělení. Zatímco alternativní hypotéza  $H_A$  zněla, že data nepocházejí z normálního rozdělení. K provedení testu a vyvození závěru byl na testovaná data aplikován postupně test normality prostřednictvím programu StatGraphics Plus. Na základě vypočtených  $p$  - hodnot bylo poté rozhodnuto. Níže je uvedena tabulka obsahující jednotlivé  $p$  – hodnoty, pro každý testovaný soubor zvlášť.

**$H_0$ :** data pocházejí z normálního rozdělení

**$H_A$ :**  $\neg H_0$  (data nepocházejí z normálního rozdělení)

**Zvolený test:** Chi – Square test (případně Shapiro – Willkův test)

**$p$  – hodnota:** viz příložená *Tabulka 7*

**Rozhodnutí:** Na hladině významnosti 5 % zamítáme nulovou hypotézu, jelikož  $p$  – hodnoty testovaných dat vyšly ve dvou případech menší než 0,05 (viz *Tabulka 7* níže vyznačené  $p$  – hodnoty). Z toho důvodu můžeme říci, že testovaná data nepocházejí z normálního rozdělení.

Jelikož je test normality nesplněn není nutné nadále testovat shodu rozptylů, z toho důvodu využijeme k testování nezávislosti již zmíněných dat vícevýběrový test zvaný Kruskal - Wallisův, který se zabývá testováním shody mediánů výběrového souboru a používá se k testování dat v případě nenormálního rozdělení.

**Tabulka 7** Tabulka vypočtených p - hodnot jednotlivých testovaných dat (věkové skupiny) na základě dvou testů.

Věkové skupiny	Chi – Square test	Shapiro – Willkuv test
	<i>p - hodnota</i>	<i>p - hodnota</i>
20 – 24	<b>0,010</b>	0,261
25 – 29	0,596	0,900
30 – 34	0,596	0,185
35 – 39	0,596	0,207
40 – 44	0,596	0,282
45 – 49	0,104	<b>0,0001</b>
50 – 54	0,419	0,261
55 – 59	0,419	0,226
60 - 64	0,104	0,154
65 – 69	0,034	<b>0,046</b>
70 – 74	0,419	0,019
75 – 79	0,596	0,769
80 – 84	0,596	0,157
85+	0,419	0,602

### 7.3.2 Kruskal – Wallisův test (testování shody mediánů)

Předpokladem pro tento vícevýběrový test je nezávislost dat, což je splněno. Cílem testování nulové hypotézy je určit, zda existuje závislost popřípadě nezávislost mezi incidencí tedy počtem nově zjištěných případů onemocnění rakovinou prsu na věku potažmo věkových skupinách.

**H<sub>0</sub>:**  $x_{0,5}(1) = x_{0,5}(2) = x_{0,5}(3) = x_{0,5}(4) = x_{0,5}(5) = x_{0,5}(6) = x_{0,5}(7) = x_{0,5}(8) = x_{0,5}(9) = x_{0,5}(10) = x_{0,5}(11) = x_{0,5}(12) = x_{0,5}(13) = x_{0,5}(14)$ , tedy incidence rakoviny prsu nezávisí na věku resp. věkových skupinách.

**H<sub>A</sub>:**  $\neg H_0$  (incidence rakoviny prsu závisí na věku)

**Zvolený test:** Kruskal – Wallisův test

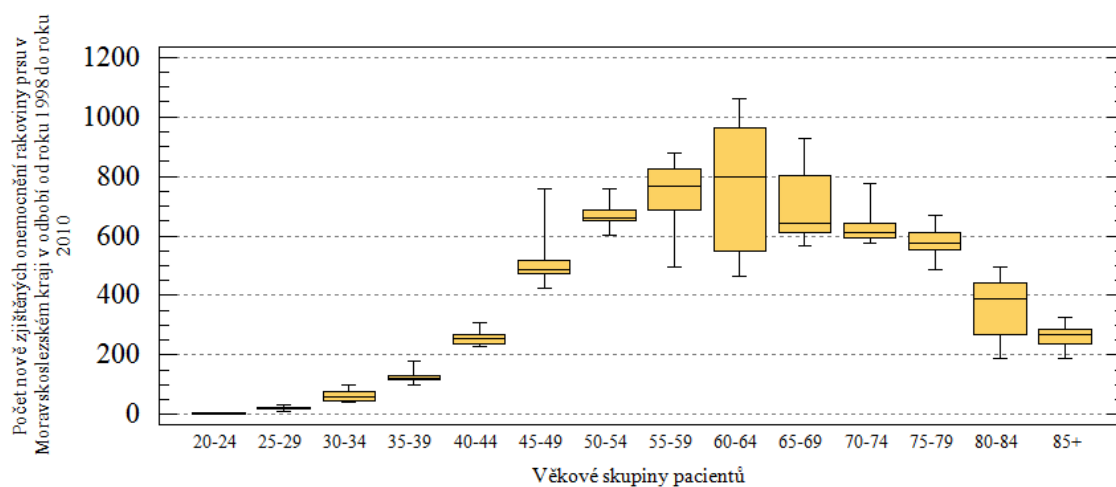
**p – hodnota:**  $< 0,001$

**Rozhodnutí:** Na hladině významnosti 5 % zamítáme nulovou hypotézu a potvrzujeme ba naopak hypotézu alternativní, což znamená, že existuje závislost mezi incidencí nově zjištěných případů rakoviny prsu na věku resp. věkových skupinách postižených žen.

Tohle rozhodnutí resp. tvrzení si můžeme graficky ověřit na přiloženém krabicovém grafu, který znázorňuje rozložení jednotlivých věkových skupin v závislosti na nově zjištěných případech onemocnění v Moravskoslezském kraji v období od roku 1998 do roku 2010. Tento graf zobrazuje již zmíněný trend právě hodnot mediánů.

Z grafu jasně vyplývá, již dokázána závislost mezi incidencí a věkovou skupinou postižených pacientů, můžeme si povšimnout, že incidence narůstá s věkem a od určitého věku naopak klesá. Nejvíce nově zjištěných případů bylo evidováno v letech 55 až 69, zatímco právě

od věku 69 vývojový trend klesá. Nejméně nově zjištěných případů je evidováno v případě věkové skupiny od 20 do 24 let.



**Graf 7.10** Krabicový graf znázorňující vývojový trend resp. chování incidence onemocnění napříč věkovými skupinami postižených pacientů.

## 8 Celkové zhodnocení výsledků

Cílem této diplomové práce byla realizace a vytvoření software resp. nástroje pro úpravu medicínských potažmo mamografických rentgenových snímků v systému Matlab za účelem lokalizace a vyhodnocení zájmových oblastí tedy patologických ložisek. Naší podstatnou motivací bylo vytvoření softwaru usnadňujícího celkový přístup lékaře potažmo radiologického asistenta k hodnocení a diagnostice nejčastějšího onemocnění žen, tedy rakoviny prsu. Tento systém umožňuje mnohem efektivnější, modernější a sofistikovanější přístup k hodnocení mamografických snímků než programy dostupné doposud. I přesto se jedná o první verzi svého druhu, na které je potřeba i nadále pracovat a dále ji vylepšovat.

Mamografické snímky je možné upravit prostřednictvím software vytvořeného za účelem lokalizace nádorového ložiska. K úpravě a lokalizaci zájmových oblastí na snímku jsou využity zejména obrazové funkce resp. prvky jako jasové transformace (úprava jasu, kontrastu, negativ či ekvalizace histogramu), zvýraznění a detekce hran, prahování a následně filtrace (využití vyhlazovacích, doostřovacích filtrů a filtrace ve frekvenční oblasti). Software nadále umožňuje doplnit takto upravený snímek vlastním popisem resp. komentářem a dále pak také načtení resp. nahlédnutí do již existujících komentářů. Důležitou funkcí softwaru, sloužící k porovnání snímků resp. změn za použití stejných obrazových úprav je uložení a opětovné načtení parametrů daných aplikovaných úprav s možností následné aplikace stejných parametrů na jiný snímek pořízený s odstupem času. Námi vytvořený software byl aplikován na několik dostupných mamografických snímků, čímž byla ověřena jeho funkčnost a kvalita.

Takto upravené mamografické snímky byly následně zpracovány prostřednictvím systému FOTOM, jež slouží zejména k manuální lokalizaci, proměřování a numerickému zhodnocení rozměrů, vzdáleností, těžišť a zejména plošných obsahů nádorových ložisek. V našem případě není bohužel možné proměřovat rozměry nádorových ložisek, jelikož se jedná téměř vždy o útvary nepravidelného tvaru, měření by tedy nebylo objektivní a odpovídající skutečnosti. Na základě snímků pořízených s odstupem času bylo možné vytvořit 3D modely a následně grafy umožňující porovnání změn plošných obsahů zájmových objektů v čase.

Ke statistickému zhodnocení výsledků léčby rakoviny prsu byly využity metody matematické statistiky, konkrétně explorační analýza a analýza závislostí. Dále bylo také využito prvků časových řad. Tyto metody byly aplikovány na data týkající se informací o incidenci, mortalitě a způsobu léčby rakoviny prsu v Moravskoslezském kraji v letech od roku 1998 do roku 2010. Jednotlivé výsledky hodnocení a komentáře jsou vzhledem k přehlednosti uvedeny vždy ke konkrétním tabulkám a grafům v předchozí kapitole.

Dosažené a uvedené výsledky lze považovat za uspokojivé. Z dostupných údajů je zřejmé, že počet nově zjištěných případů onemocnění tedy incidence v každém roce postupně narůstá, což je žádoucí a naopak počet případů zemřelých tedy úmrtnost pomalu klesá či stagnuje pořád kolem stálé hodnoty, závrtně tedy nenarůstá. Nejméně nově zjištěných případů je evidováno v případě zastoupení stádia IV., na úkor rostoucího počtu nově zjištěných onemocnění v případě stádia I., což je žádoucí. I přesto je z celkového počtu nově zjištěných onemocnění 7636 nemocných rakovinou prsu evidovaných v Moravskoslezském kraji v období

od roku 1998 do roku 2010 38 % pacientů postiženo rakovinou prsu II. stádia, 29% rakovinou I. stádia, 13% rakovinou III. stádia a 9% rakovinou IV. stádia.

Cílem analýzy závislostí bylo zjistit, zda existuje závislost mezi incidencí tedy počtem nově zjištěných případů onemocnění rakovinou prsu na věku potažmo věkových skupinách. Z důvodu nesplnění předpokladu normality analyzovaných dat bylo k testování nezávislosti využito dvouvýběrového testu s názvem Kruskal - Wallisův, který se zabývá testováním shody mediánů výběrového souboru a používá se výhradně k testování dat v případě nenormálního rozdělení. Na základě výsledků provedeného testu bylo dokázáno, že existuje závislost mezi incidencí nově zjištěných případů onemocnění a věkem pacientů. Je zřejmé, že incidence narůstá s věkem a naopak od určitého věku klesá. Nejvíce nově zjištěných případů bylo evidováno v letech 55 až 69, zatímco právě od věku 69 vývojový trend klesá. Nejméně nově zjištěných případů je evidováno v případě věkové skupiny od 20 do 24 let.



## 9 Závěr

Hlavním cílem této diplomové práce bylo vytvořit a rozšířit nástroj pro úpravu medicínských snímků v prostředí MATLAB za účelem následného vyhodnocení zájmových objektů či oblastí. Práce byla zpracovávána ve spolupráci s Městskou nemocnicí Ostrava – Fifejdy s oddělením radiologie a zobrazovacích metod, jež je pod vedením paní primářky doc. MUDr. Janě Chmelové, Ph.D., která nám poskytla odborné zázemí a podklady ke zpracování této práce, jimiž se také myslí použité medicínské snímky tedy mamografické rentgenové snímky.

Pro zvládnutí této problematiky bylo potřeba nastudovat tematiku nejen po stránce teoretické, anatomické, ale také praktické. Bylo potřeba zaměřit se na problematiku anatomie prsní žlázy, popis mamografické techniky a vzniku samotného mamografického obrazu, dále pak na hodnocení mamografického snímku lékařem. I přesto, že se moderní technologie nadále rozvíjí, používá se v případě hodnocení digitálních mamografických snímků software, umožňující lékařům pouze základní úpravy obrazu. Bylo zjištěno, že lékaři hodnotí snímky, zobrazené na monitoru počítače, převážně kvalitativně resp. pohledem, na základě dlouholetých profesních zkušeností. Cílem této práce bylo tedy vytvořit efektivnější a uživatelsky přívětivější systém k úpravě a hodnocení snímků, který by případně usnadnil tuto práci lékařům.

Systém pro úpravu a hodnocení zájmových oblastí na mamografickém snímku byl vytvořen prostřednictvím programu MATLAB a to především v grafickém uživatelském rozhraní (GUI). Obsahuje funkční prvky, ovládací panely a dialogová okna sloužící převážně k načtení snímku, k jeho prvotní úpravě resp. ke zpracování obrazu do takové míry, aby bylo dostatečně lokalizováno a zobrazeno případné nádorové ložisko, dále pak k uložení takto upraveného snímku a jeho opětovnému načtení spolu s parametry aplikovaných úprav. Zpracováním obrazu se míní použití především prvků jasových transformací, jež zahrnují úpravu jasu, kontrastu, negativ či ekvalizaci histogramu, prahování a zvýraznění hran, filtraci obrazu případně detekci hran.

Takto upravené snímky je možné prostřednictvím systému FOTOM dále zpracovávat, měřit rozměry, vzdálenosti, intenzity a plošné obsahy zájmových ložisek na snímku. Rozměry nádorových ložisek bohužel býti měřeny nemohly, jelikož se ve většině případů jedná o útvary nepravidelných tvarů, byly pouze přirovnány k rozměrům pravidelných plošných útvarů.

Dalším důležitým bodem této práce bylo statistické zhodnocení výsledků léčby na vybranou skupinu pacientů v Moravskoslezském kraji. Analyzovaná data pocházela z období od roku 1998 do roku 2010, dosažené výsledky jsou popsány výše v kapitole celkové zhodnocení výsledků.

Všechny body zadání diplomové práce byly splněny a řádně okomentovány. Námi vytvořený a realizovaný software lze považovat za jeden z kroků, který by vedl k automatizovanému zpracování vybraných snímků a k následnému zhodnocení výsledků. Tento program a jednotlivé navržené postupy je možné nadále rozvíjet, zdokonalovat, rozšiřovat a případně jej aplikovat také pro hodnocení zájmových objektů na medicínských snímcích v jiných oblastech.

## 10 Použitá literatura

- [1] ABRAHÁMOVÁ, Jitka, Ctibor POVÝŠIL a Jaromír HORÁK. [i]Atlas nádorů prsů.[/i] 1. vyd. Praha: Grada, 2000. 326 s., barev. Obr. ISBN 80-7169-771-0.
- [2] KONOPÁSEK, Bohuslav a Luboš PETRUŽELKA. [i]Karcinom prsu.[/i]. vyd. Praha: Galén, c1997. 125 s. ISBN 80-85824-66-3.
- [3] DANEŠ, Jan. [i]Základy mamografie.[/i] 1. vyd. Praha: X-Egem, 2002, 199 s., obr. ISBN 80-7199-062-0.
- [4] LITSCHMANNOVÁ, Martina. [i]Úvod do statistiky.[/i] Ostrava: VŠB-TU Ostrava, 2011. Dostupné také z: <http://mi21.vsb.cz/modul/uvod-do-statistiky>.
- [5] LIČEV, Lačezar. [i]Analýza, modelování, rozpoznávání a vizualizace procesu měření objektů na snímcích.[/i] 1.vyd. Brno: Computer Press, a.s., 2010. ISBN 978-80-2513-296-8, EAN 9788025132968. Knihy vydané prostřednictvím [www.vydejteknihu.cz](http://www.vydejteknihu.cz).
- [6] SKOVAJSOVÁ, Miroslava. Mamodiagnostika: integrovaný přístup. 1. vyd. Praha: Galén, 2003, viii, 301 s., obr. ISBN 80-726-2220-X.
- [7] ABRAHÁMOVÁ, Jitka. Rakovina prsu. Vyd. 1. Praha: Triton, 2000, 37 s. Vím víc. ISBN 80-725-4136-6.
- [8] PRUE, Lucinda K. Atlas of mammographic positioning. Philadelphia: Saunders, c1994, xii, 175 p. ISBN 07-216-3683-7.
- [9] WALEK, LAMOŠ a JAN, CSC. Analýza biomedicínských obrazů: Návod k počítačovým cvičením. Vysoké učení technické v Brně, 2012.
- [10] HLAVÁČ, V., SEDLÁČEK, M. Zpracování signálů a obrazů. 2. vydání. Praha: České vysoké učení technické v Praze, 2005. 255 s. ISBN 80 - 01 - 03110 - 1
- [11] GONZALEZ, Richard E WOODS a Steven L EDDINS. Digital Image processing using MATLAB. 2nd ed. Natick: Gatesmark Publishing, 2009, xviii, 826 s. ISBN 978-0-9820854-0-0.
- [12] VOSTŘÁKOVÁ. Hodnocení kvality mamografických snímků a mamografických projekcí. České Budějovice, 2010. Bakalářská práce. Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích. Vedoucí práce MUDr. Jana Červenková.
- [13] CIGÁNOVÁ, Markéta. Stereotaktické zaměření nehmavných lézí prsu. Ostrava, 2008. bakalářská práce (Bc.). OSTRAVSKÁ UNIVERZITA V OSTRAVĚ. Lékařská fakulta

- [14] JURASOVÁ, Bc. Jana. Vývoj a rozšíření nástrojů pro úpravu medicínských snímků v prostředí MATLAB za účelem následného vyhodnocení zájmových objektů: The Development and Expansion of Medical Tools for Editing Images in MATLAB for Subsequent Evaluation of Objects Of Interest. Ostrava, 2013. Diplomová práce. VŠB - TU Ostrava, Fakulta elektrotechniky a informatiky. Vedoucí práce doc. Ing. Lačezar Ličev, CSc.
- [15] REJCHL, Jaroslav a Martin VŠETIČKA. Fyzika J. Rejchl: Encyklopedie Fyziky. COPYRIGHT © 2006 - 2013. Rentgenové záření [online]. 2006 [cit. 2013-11-19]. Dostupné z: <http://fyzika.jreichl.com/main.article/view/540-rentgenove-zareni>
- [16] ULLMANN, RNDr. Vojtěch. Astronuklfyzika. Aplikace ionizujícího záření [online]. [cit. 2013-11-19]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm#2>
- [17] Rakovina prsu [online]. 2012 [cit. 2014-04-13]. Dostupné z: <http://www.rakovinaprsu.cz/prsa-a-rakovina/diagnoza/stadia-onemocneni/>
- [18] Wikipedie: Histogram. [online]. 31. 7. 2013 [cit. 2014-04-13]. Dostupné z: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Histogram>
- [19] PLANMED NUANCE EXCEL. Katalogový list. Helsinki, Finland, 13 s. Dostupné z: [file:///C:/Users/Da%C5%A1enka/Desktop/DP/Materi%C3%A1ly/PNEbro\\_en\\_0309\\_low.pdf](file:///C:/Users/Da%C5%A1enka/Desktop/DP/Materi%C3%A1ly/PNEbro_en_0309_low.pdf)

## 11 Přílohy

**Příloha č. 1:** Lokalizace nádorového ložiska na neupraveném původním snímku a lokalizace ložiska na upraveném mamografickém snímku v programu Matlab v systému FOTOM

**Příloha č. 2 :** Tabulka obsahující údaje resp. absolutní četnosti zastoupení jednotlivých stádií onemocnění (diagnóza C50 – karcinom prsu)

**Příloha č. 3:** Tabulka obsahující údaje resp. relativní četnosti zastoupení jednotlivých stádií onemocnění (diagnóza C50 – karcinom prsu)

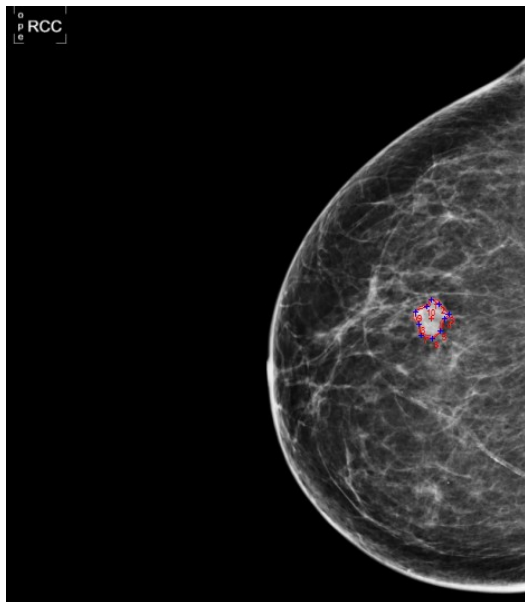
**Příloha č. 4:** Tabulka obsahující údaje o druhu a způsobu léčby na území celé České republiky u období od roku 1998 do roku 2010

**Příloha č. 5:** Dvourozměrný sloupcový graf znázorňující rozložení a procentuální zastoupení (relativní četnosti) jednotlivých druhů a způsobů léčby na území celé ČR v období od roku 1998 do roku 2010

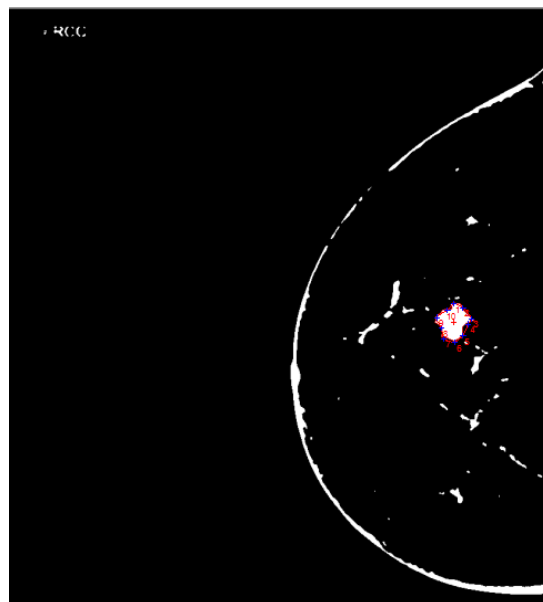
**Příloha č. 6:** Tabulka obsahující údaje o incidenci nově zjištěných onemocnění (dg. C50) na území celé ČR v období od roku 1998 do roku 2010 v závislosti na věkových skupinách

**Příloha CD:** Na přiloženém CD jsou uloženy soubory uživatelská příručka, programátorská příručka a dále pak dvě verze realizovaného software vytvořeného prostřednictvím systému Matlab.

**Příloha č. 1:** Lokalizace nádorového ložiska na neupraveném původním snímku a lokalizace ložiska na upraveném mamografickém snímku v programu Matlab a následně v systému FOTOM (porovnání)



*Lokalizace nádorového ložiska na  
neupraveném původním snímku  
v systému FOTOM*



*Lokalizace nádorového ložiska na  
upraveném původním snímku  
prostřednictvím programu Matlab  
zobrazeném v systému FOTOM*

**Obr. 11.1** Lokalizace nádorového ložiska v systému FOTOM. Vlevo lokalizace na neupraveném snímku, vpravo lokalizace patologického ložiska na upraveném snímku prostřednictvím programu vytvořeného v Matlabu.

**Příloha č. 2:** Tabulka obsahující údaje resp. absolutní četnosti zastoupení jednotlivých stádií onemocnění (diagnóza C50 – karcinom prsu)

**Tabulka 8** Zastoupení jednotlivých stádií onemocnění rakovinou prsu (dg. C50), absolutní četnosti jednotlivých stádií.

<b>Zastoupení jednotlivých stádií onemocnění</b>				
<b>Rok</b>	<b>Stádium I.</b>	<b>Stádium II.</b>	<b>Stádium III.</b>	<b>Stádium IV.</b>
<b>1998</b>	87	248	74	42
<b>1999</b>	110	259	91	42
<b>2000</b>	140	224	70	45
<b>2001</b>	150	259	63	58
<b>2002</b>	186	253	55	62
<b>2003</b>	177	274	61	61
<b>2004</b>	219	264	65	60
<b>2005</b>	198	218	87	61
<b>2006</b>	230	270	106	66
<b>2007</b>	248	256	92	66
<b>2008</b>	275	265	114	53
<b>2009</b>	232	228	107	60
<b>2010</b>	288	268	95	54
<b>Celkem:</b>	<b>2540</b>	<b>3286</b>	<b>1080</b>	<b>730</b>

**Příloha č. 3:** Tabulka obsahující údaje resp. relativní četnosti zastoupení jednotlivých stádií onemocnění (diagnóza C50 – karcinom prsu)

**Tabulka 9** Zastoupení jednotlivých stádií onemocnění rakovinou prsu (dg. C50), relativní četnosti jednotlivých stádií.

<b>Zastoupení jednotlivých stádií onemocnění</b>				
<b>Rok</b>	<b>Stádium I.</b>	<b>Stádium II.</b>	<b>Stádium III.</b>	<b>Stádium IV.</b>
<b>1998</b>	19,3	55,0	16,4	9,3
<b>1999</b>	21,9	51,6	18,1	8,4
<b>2000</b>	29,2	46,8	14,6	9,4
<b>2001</b>	28,3	48,9	11,9	10,9
<b>2002</b>	33,5	45,5	9,9	11,2
<b>2003</b>	30,9	47,8	10,6	10,6
<b>2004</b>	36,0	43,4	10,7	9,9
<b>2005</b>	35,1	38,7	15,4	10,8
<b>2006</b>	34,2	40,2	15,8	9,8
<b>2007</b>	37,5	38,7	13,9	10,0
<b>2008</b>	38,9	37,5	16,1	7,5
<b>2009</b>	37,0	36,4	17,1	9,6
<b>2010</b>	40,9	38,0	13,5	7,7

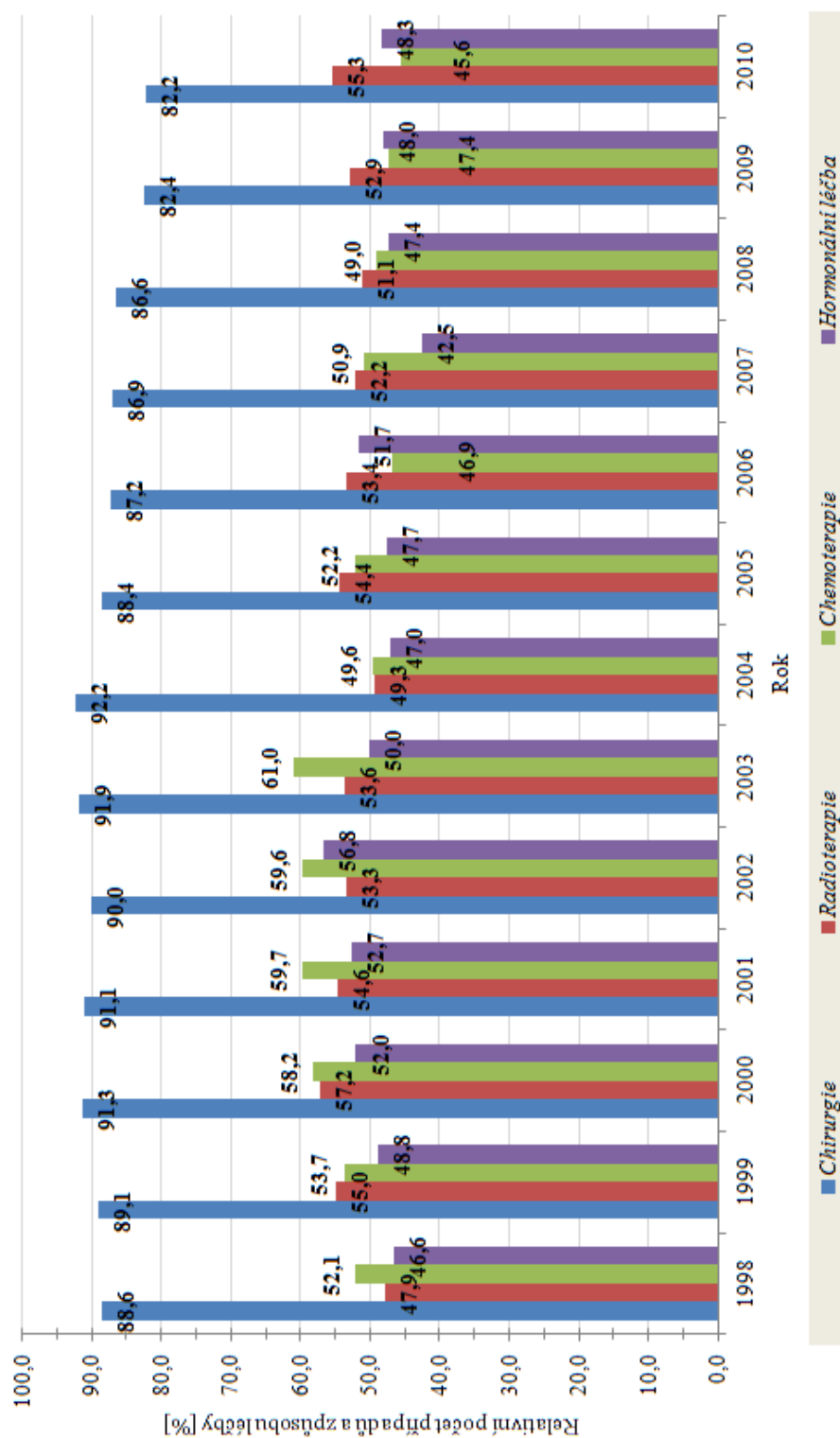
**Příloha č. 4:** Tabulka obsahující údaje o druhu a způsobu léčby na území celé České republiky u období od roku 1998 do roku 2010

**Tabulka 10** Údaje týkající se druhu a způsobu léčby na území celé ČR v období od roku 1998 do roku 2010.

	Druh léčby										
	Chirurgie [%]			Radioterapie [%]				Chemoterapie [%]	Hormonální léčba [%]	Neléčen [%]	
	Celkem	Extirpace	Radikální odstranění	Celkem	Předoperační	Pooperační	Předoperační + pooperační	Celkem	Celkem	Celkem	Úmrtí
Rok											
1998	88,6	7,0	79,1	47,9	0,0	45,4	0,0	52,1	46,6	0,0	1,1
1999	89,1	5,2	81,3	55,0	0,2	52,1	0,5	53,7	48,8	5,0	1,6
2000	91,3	7,4	79,3	57,2	0,0	47,8	0,0	58,2	52,0	6,7	1,4
2001	91,1	6,1	82,3	54,6	0,2	49,4	0,3	59,7	52,7	6,3	1,1
2002	90,0	9,2	75,7	53,3	0,2	39,3	0,0	59,6	56,8	7,2	1,8
2003	91,9	6,0	77,8	53,6	0,0	40,6	0,2	61,0	50,0	5,3	0,6
2004	92,2	5,1	80,1	49,3	0,0	41,1	0,0	49,6	47,0	6,2	1,7
2005	88,4	6,2	77,7	54,4	0,2	44,0	0,0	52,2	47,7	7,2	2,0
2006	87,2	9,7	76,5	53,4	0,7	50,6	0,0	46,9	51,7	5,6	1,7
2007	86,9	8,4	78,2	52,2	0,3	49,2	0,0	50,9	42,5	4,8	1,3
2008	86,6	7,5	78,7	51,1	0,6	48,5	0,0	49,0	47,4	4,4	1,5
2009	82,4	5,1	77,2	52,9	0,2	50,1	0,0	47,4	48,0	4,6	2,5
2010	82,2	6,7	75,5	55,3	0,1	54,1	0,0	45,6	48,3	5,7	1,2



**Příloha č. 5:** Dvourozměrný sloupkový graf znázorňující rozložení a procentuální zastoupení (relativní četnosti) jednotlivých druhů a způsobů léčby na území celé ČR v období od roku 1998 do roku 2010



**Graf 11.1** Dvourozměrný sloupkový graf zobrazující rozložení a zastoupení jednotlivých druhů a způsobů léčby v daných letech v Moravskoslezském kraji.

**Příloha č. 6:** Tabulka obsahující údaje o incidenci nově zjištěných onemocnění (dg. C50) na území celé ČR v období od roku 1998 do roku 2010 v závislosti na věkových skupinách

**Tabulka 11** Údaje týkající se incidence nově zjištěných onemocnění (dg. C50) na území celé ČR v období od roku 1998 do roku 2010 v závislosti na věkových skupinách, absolutní počty nově zjištěných případů.

Věkové skupiny																			
Rok	0 - 4	5,9	10,14	15 - 19	20 - 24	25 - 29	30 - 34	35 - 39	40 - 44	45 - 49	50 - 54	55 - 59	60 - 64	65 - 69	70 - 74	75 - 79	80 - 84	85+	Celkem
1998	0	0	0	0	4	10	41	99	278	474	601	496	466	606	594	486	199	270	4624
1999	0	0	0	0	4	15	39	106	254	486	660	592	492	643	641	609	188	284	5013
2000	0	0	0	0	0	12	40	97	234	468	687	578	510	590	608	542	225	280	4871
2001	0	0	0	0	5	17	57	119	267	532	662	686	548	568	633	555	266	237	5152
2002	0	0	0	0	2	19	46	118	238	517	699	734	566	613	651	576	338	261	5378
2003	0	0	0	0	3	22	44	128	232	546	760	879	744	619	610	611	364	222	5784
2004	0	0	0	0	2	34	50	115	228	498	660	824	796	650	610	547	429	188	5628
2005	0	0	0	0	5	18	61	130	239	451	657	772	804	637	593	574	389	203	5533
2006	0	0	0	0	1	26	78	120	246	490	651	825	854	710	577	568	464	274	5884
2007	0	0	0	0	4	22	80	125	265	482	689	870	965	929	774	588	441	266	6500
2008	0	0	0	0	2	25	70	156	307	760	669	802	1053	822	644	648	470	288	6416
2009	0	0	0	1	4	32	88	150	269	423	602	766	987	803	575	561	418	296	5975
2010	0	0	0	0	2	23	100	180	260	479	613	750	1059	858	682	669	495	328	6498